Aus dem Institut für Medizinische Informatik der Universität Heidelberg
Direktor: Prof. Dr. med. Martin Dugas

Konzept und Realisierung eines wissensbasierten Planungssystems für die tumorbedingte Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doctor scientiarum humanarum (Dr. sc. hum.)
an der
Medizinischen Fakultät Heidelberg
der
Ruprecht-Karls-Universität

vorgelegt von
Niclas Hagen

aus
Horb am Neckar

2024

Dekan: Herr Prof. Dr. rer. nat. Michael Boutros

Doktormutter: Frau Prof. Dr. sc. hum. Petra Knaup-Gregori

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis vi

Tabellenverzeichnis ix

Abkürzungsverzeichnis x

1 Einleitung 1

1.1 Motivation . . . 1
1.2 Unterkieferrekonstruktionen und Therapiemöglichkeiten . . . 3
1.2.1 Anatomische Grundlagen . . . 3
1.2.2 Ursachen und Risikofaktoren einer Unterkieferrekonstruktion . . . 5
1.2.3 Prognose und Therapiemöglichkeiten bei Malignitäten des Kopf-Hals-Bereichs . 6
1.2.4 Unterkieferrekonstruktion mit mikrochirurgischem Fibulatransplantat . . . 7
1.2.5 Computerassistierte OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen mit autologen Transplantaten . . . 11
1.3 Technische Grundlagen . . . 14
1.3.1 Werkzeuge für die Implementierung eines wissensbasierten OP-Planungssystems 14
1.3.2 Geometrische Berechnungen . . . 19
1.3.3 Registrierungsverfahren und Fehlermaße . . . 20
1.3.4 3D-Druck- und 3D-Scantechnologien . . . 23
1.4 Zielsetzung . . . 25

2 Material und Methoden 27

2.1 Anforderungsanalyse . . . 27
2.1.1 Etabliertes Vorgehen und Ansätze aus der Wissenschaft . . . 28
2.1.2 Schwachstellenanalyse . . . 31
2.1.3 Systemanforderungen . . . 35
2.1.4 Innovative Aspekte der vorliegenden Arbeit . . . 37
2.2 Methodisches Vorgehen zur Konzeption und Realisierung des Systems . . . 38
2.2.1 Fachliche Ebene von Reko-Compass . . . 38
2.2.2 Logische und Physische Werkzeugebene von Reko-Compass . . . 40
2.2.3 Methodisches Vorgehen bei der Erarbeitung von Reko-Compass . . . 41
2.3 Methodisches Vorgehen zur Erprobung von Reko-Compass . . . 44
2.3.1 Fragestellungen der technischen Voruntersuchungen . . . 45
2.3.2 Fragestellungen der Erprobung an retrospektiven Fällen . . . 45

3 Ergebnisse 49
3.1 Akquise und Wissensrepräsentation . . . 49
3.1.1 Wissensakquisitionsprozess . . . 49
3.1.2 Akquiriertes Wissen und wichtige Planungskonzepte . . . 52
3.1.3 Konzepte für die strukturierte Wissensmodellierung . . . 56
3.1.4 Realisierung einer Ontologie für die Rekonstruktionsplanung . . . 63
3.2 Konzeption und Realisierung eines wissensbasierten OP-Planungssystems . . . 66
3.2.1 Planungsinitialisierung und anatomische Referenzmodelle . . . 67
3.2.2 Tumorresektionsplanung . . . 75
3.2.3 Automatisierte Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen . . . 77
3.2.4 Interaktive Rekonstruktionsplanung für die manuelle Feinjustierung . . . 86
3.2.5 Softwarearchitektur von Reko-Compass . . . 87
3.2.6 Implementierung des Systembausteins für die virtuelle OP-Planung . . . 88
3.2.7 Ablauf einer virtuellen OP-Planung mit dem Systembaustein . . . 90
3.3 Konzeption und Realisierung einer hybriden Plattenfertigung und der postoperativen Auswertung . . . 97
3.3.1 Konzepte für die hybride Plattenfertigung . . . 97
3.3.2 Konzepte für die postoperative Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit . . . 105
3.3.3 Realisierung der hybriden Plattenfertigung . . . 106
3.3.4 Realisierung der postoperativen Auswertung . . . 110
3.4 Konzeption und Realisierung der Generierung von Knochensägeschablonen . . . 112
3.4.1 Generierung und Konfiguration der Grundform . . . 113
3.4.2 Generierung Sägeführungen . . . 116
3.4.3 Generierung Bohrführungen . . . 118
3.4.4 Positionierung Fixierungslöcher . . . 119
3.4.5 Implementierung der Schablonengenerierung . . . 119
3.4.6 Ablauf einer Schablonengenerierung . . . 120
3.5 Erprobung der computerassistierten Unterkieferrekonstruktion . . . 123
3.5.1 Untersuchung der Registrierungsgenauigkeit der Unterkieferreferenz . . . 123
3.5.2 Validierung des Wissens und der Rekonstruktionsberechnung . . . 126
3.5.3 Erprobung des OP-Planungssystems . . . 129
3.5.4 Erprobung der hybriden Plattenfertigung und der Generierung von Sägeschablonen 138
3.5.5 Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit durch Operation an Knochenmodellen . . . 145

4 Diskussion 159
4.1 Erreichen der Ziele dieser Arbeit . . . 159
4.2 Wissensakquise und Wissensmodellierung . . . 160
4.3 Präoperative OP-Planung . . . 162
4.3.1 Wissensbasierte OP-Planung . . . 162
4.3.2 Limitationen der wissensbasierten OP-Planung . . . 167
4.4 Präoperative Vorbereitung von Platten und Sägeschablonen . . . 168
4.4.1 Standardplatten und Sägeschablonen . . . 168
4.4.2 Limitationen der Vorbereitung von Platten und Schablonen . . . 170

4.5 Intraoperative Umsetzung und Genauigkeiten 170
4.5.1 Operation an Knochenmodellen 170
4.5.2 Limitationen 172
4.6 Bedienbarkeit und Effizienz 173
4.7 Vorgehen bei der Entwicklung und Erprobung 174
4.7.1 Systementwicklung und verwendete Werkzeuge 174
4.7.2 Systemerprobung 175
4.8 Fazit und Ausblick 176

Zusammenfassung **179**

Literaturverzeichnis **181**

Eigenanteil und eigene Veröffentlichungen **195**

Anhang **199**

Danksagung **213**

Eidesstattliche Versicherung **215**

Abbildungsverzeichnis

1 Der Unterkiefer . . . 4
2 Das Wadenbein . . . 5
3 Die HCL-Klassifikation . . . 8
4 Konventionelles Vorgehen einer tumorbedingten Unterkieferrekonstruktion . . . 10
5 Entnahme eines Fibulatransplantats . . . 10
6 Ablauf einer konventionellen OP-Planung und Vorbereitung . . . 12
7 Virtuelle OP-Planung . . . 13
8 RDF-Tripel . . . 15
9 Klassen und Eigenschaften in RDF(S) . . . 16
10 MITK Workbench . . . 17
11 MITK-Interaktionskonzept . . . 19
12 Boolesche Operationen . . . 19

13 Fachliche Ebene von Reko-Compass . . . 39
14 Logische- und physische Werkzeugebene von Reko-Compass . . . 41

15 Knochenmodelle für die Wissensakquise . . . 50
16 Modellierte segmentale Defekte und mögliche Rekonstruktionsvarianten . . . 51
17 Anker und Substrukturen des Unterkiefers . . . 53
18 Wissensakquise am Modell . . . 54
19 Radiales Baumdiagramm der Ontologie . . . 57
20 Konzepte für die Modellierung segmentaler Unterkieferdefekte . . . 59
21 Wissensmodellierung für einen segmentalen Unterkieferdefekt . . . 60
22 Konzepte für die Modellierung von Analysen und Geometrien . . . 61
23 Wissensmodellierung für die vertikale Verschiebung eines Ankers . . . 62
24 Wissensmodellierung für die Unterkiefergeometrie . . . 63
25 Abbildung von RDF(S)-Tripel in C++-Sprachkonzepte . . . 65
26 Ablauf der virtuellen OP-Planung . . . 67
27 Referenzmodelle des Ober- und Unterkiefers . . . 68
28 Referenzebenen des Unterkiefers . . . 69
29 Approximation der Medianebene am Unterkiefer . . . 71
30 Elastische Registrierung der Unterkieferreferenz . . . 73
31 Geometrische Zusatzinformationen der Fibula . . . 74
32 Planung eines Resektionsschnittes . . . 75
33 Resektionsberechnung . . . 76
34 Automatische Rekonstruktionsberechnung . . . 78
35 Funktionsweise des Kalkulators . . . 80

36 Berechnung von Segmentschnittkanten . . . 82
37 Dynamische Zusammenstellung einer Analysepipeline im Optimierer . . . 84
38 Wichtige Plugins und Module von Reko-Compass . . . 87
39 Visualisierung und Bedienoberfläche der virtuellen OP-Planung . . . 89
40 Initialisierung der OP-Planung . . . 92
41 Visualisierung und Bedienoberfläche für die Tumorresektionsplanung . . . 92
42 Konfigurationsoberfläche für die Rekonstruktionsberechnung . . . 93
43 Visualisierung der Rekonstruktionsvorschläge und interaktive Rekonstruktionsplanung . 95
44 Vorschau bei der Anpassung einer Rekonstruktion . . . 96
45 Ablauf der hybriden Vorbereitung einer Standardplatte . . . 98
46 Markierungsstift für die Kennzeichnung von Schraubenlöchern . . . 100
47 Anformung einer Standardplatte . . . 101
48 Kodierung von Schraubenlochpositionen und -orientierungen . . . 101
49 Detektion Halbkugellandmarken . . . 102
50 Landmarkenbasierte Registrierung zwischen 3D-Scan und virtueller OP-Planung . . . 104
51 Detektion Markierungsstifte . . . 104
52 Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit mit Hilfe künstlicher Landmarken . . . 106
53 3D-Scan der Standardplatte . . . 107
54 Positionierung von Registrierungslandmarken . . . 109
55 Ergebnis landmarkenbasierte Registrierung und Nachregistrierung . . . 109
56 Durchführung Schraubendetektion . . . 110
57 Ablauf für die Generierung von Knochensägeschablonen . . . 113
58 Berechnung der Grundform für die Fibulaschablone . . . 114
59 Berechnung der Grundform für die Unterkieferschablone . . . 115
60 Konzipierte Sägeführungen . . . 117
61 Positionierung einer Sägeführung auf der Schablonengrundform . . . 118
62 Konzipierte Bohrführungen und Positionierung auf der Schablonengrundform . . . 119
63 Konfiguration einer Sägeschablone für den Unterkiefer . . . 121
64 Positionierung von Fixierungslöchern auf der Sägeschablone . . . 122
65 Vergleich Unterkieferreferenz und Patientenunterkiefer . . . 124
66 Registrierungsergebnis Unterkieferreferenz und Patientenunterkiefer bei starken Deformitäten . . . 125
67 Simulierte Unterkieferdefekte und Rekonstruktionsvorschläge . . . 127
68 Fehlgeschlagene und nicht valide Rekonstruktionsvorschläge . . . 128
69 Ablauf der Erprobung des OP-Planungssystems . . . 130
70 Erweiterte Funktionalitäten für die OP-Planung . . . 132
71 Auswahl berechneter Rekonstruktionsvorschläge . . . 133
72 Quantitative Bewertung der Rekonstruktionsvorschläge . . . 134
73 Vergleich Vorschläge und OP-Planungsergebnisse . . . 135
74 Ablauf zur Erprobung der Plattenregistrierung und Schablonengenerierung . . . 140
75 Ergebnis der Erprobung zur Schablonengenerierung . . . 143
76 Auffälligkeiten bei der Generierung von Sägeschablonen . . . 144

77 Vorbereitung der Studienfälle für die Operation am Knochenmodell 147
78 OP-Instrumentarium und Experimentaufbau 148
79 Ablauf einer Operation am Knochenmodell 148
80 Durchführung einer Operation am Knochenmodell 149
81 Quantitative Bewertung der Rekonstruktionsumsetzungen 151
82 Auffälligkeiten bei der Operation am Knochenmodell 152
83 Vergleich OP-Plan und OP-Ergebnis 154
84 Postoperativer Vergleich einer Rekonstruktion der Klasse LC 155
85 Umsetzungsgenauigkeit einer Unterkieferrekonstruktion am Knochenmodell 155
86 Umsetzungsgenauigkeit pro Segment 157
87 Auffälligkeiten beim Vergleich von OP-Plan und OP-Ergebnis 158

Tabellenverzeichnis

1 Hersteller und Dienstleister für die virtuelle OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen . . . 28
2 Die wichtigsten Softwarebibliotheken, Werkzeuge und Hardware für die Entwicklungen und Erprobungen in dieser Arbeit . . . 48
3 Auflistung der simulierten segmentalen Unterkieferdefekte und Rekonstruktionsvarianten für die Wissensakquise . . . 55
4 Anzahl der wichtigsten Wissensinstanzen in der Ontologie . . . 64
5 Übersicht über die Berechnungsbausteine der funktionellen und ästhetischen Analysen . 85
6 Anzahl der simulierte Unterkieferdefekte und ihrer Rekonstruktionsvorschläge . . . 127
7 Bewertungsergebnisse für die simulierten Unterkieferdefekte und Rekonstruktionsvorschläge . . . 129
8 Verteilung der Studienfälle nach HCL-Klasse und betroffener Unterkieferseite bei der Erprobung des OP-Planungssystems . . . 129
9 Translations- und Rotationswerte für die manuellen Anpassungen der Rekonstruktionsvorschläge bei der Erprobung des OP-Planungssystems . . . 136
10 Gemessene Zeiten bei der virtuellen OP-Planung mit dem OP-Planungssystem . . . 138
11 Verteilung der Studienfälle nach HCL-Klasse und betroffener Unterkieferseite bei Erprobung der Vorbereitung einer OP . . . 139
12 Genauigkeiten bei der Registrierung von Standardplatten und den virtuellen OP-Plänen . 141
13 Gemessene Zeiten für die hybride Fertigung von Standardplatten . . . 142
14 Gemessene Zeiten für die Generierung von Knochensägeschablonen . . . 144
15 Aufteilung der Studienfälle auf die Chirurg*innen für die Operation der Knochenmodelle 146
16 Bewertungsergebnisse zentraler Aspekte bei auffälligen Operation am Knochenmodell. . 151
17 Gemessene Zeiten bei Operation der Knochenmodelle . . . 153

Abkürzungsverzeichnis

AR	Anatomisches Referenzmodell
AR^{OK}	Anatomisches Referenzmodell des Oberkiefers
AR^{UK}	Anatomisches Referenzmodell des Unterkiefers
Auto-Reko	automatisierte Berechnung von wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen
BFO	Basic Formal Ontologie
CAD/CAM	Computer Aided Design & Computer Aided Manufacturing
CAS	computerassistierte Chirurgie
CT	Computertomographie
CTK	Common Toolkit
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DKFZ	Deutschen Krebsforschungszentrum
DLP	Digital Light Projection
DoF	Degrees of Freedom
NURBS	Non-Uniform Rational B-Spline
DVT	Digitale Volumentomographie
F	Forschungsfrage
FDA	Food and Drug Administration
FDM	Fused Deposition Modeling
FFF	Free Fibula Flap
FMA	Foundational Model of Anatomy
FRE	Fiducial Registration Error
GFO	General Formal Ontologie
GUI	Graphical User Interface
HNC	Head and Neck Cancer
HPV	humanen Papillomaviren
ICP	Iterative Closest Point
IGT	Imaging Guided Therapie
IMI	Institut für Medizinische Informatik
ITK	Insight Toolkit
MDR	Medical Device Regulation
MITK	Medical Imaging Interaction Toolkit
MKG	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
MRT	Magnetresonanztomographie
OPG	Orthopantomographie
Pat^{OK}	Patientenoberkiefer
Pat^{UK}	Patientenunterkiefer
PCA	Principal Component Analysis
PDF	Portable Document Format
PSI	patientenspezifisches Implantat
RDF	Ressource Description Framework
RDFS	RDF Schema
Reko-Compass	System für die **comp**uter**ass**istierte Unterkiefer**reko**nstruktion mit autologen Transplantaten
Rest-UK	Rest-Unterkiefer
RMS	Root Mean Square
RMSE	Root Mean Square Error
ROI	Region of Interest
SLA	Stereolitography

SPARQL	SPARQL Protocol and RDF Query Language
SQL	Structured Query Language
STL	Stereolithography
SUS	System Usability Scale
ToF	Time-of-Flight
TRE	Target Registration Error
TURTLE	Terse RDF Triple Language
UKHD	Universitätsklinikum Heidelberg
URI	Uniform Resource Identifier
UV	ultraviolett
V-Anker	Verbindungsanker
VSC	Visual Studio Code
VSP	Virtual Surgical Planning
VTK	Visualization Toolkit
VU	Voruntersuchung
W3C	World Wide Web Consortium
XML	Extensible Markup Language

1 Einleitung

1.1 Motivation

Nach aktuellem Erkenntnisstand erkrankt jährlich eine von fünf Personen an Krebs. Die weltweite Inzidenz liegt somit geschätzt bei ca. 19 Millionen Neuerkrankungen und fast 10 Millionen Krebstoten pro Jahr. In 112 von 185 Ländern stellt Krebs damit die häufigste oder zweithäufigste Todesursache vor Erreichen des 70. Lebensjahres dar. Tendenz steigend (Sung et al. 2021).

Unterteilt man die Krebserkrankungen nach Lokalisationen, rangiert auf Platz sechs der häufigsten bösartigen Neubildungen eine heterogene Gruppe von Malignitäten des Kopf-Hals-Bereiches (engl. Head and Neck Cancer (HNC)) (Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021). Diese Gruppe umfasst die Mundhöhle und den Rachen sowie Lippen, Speicheldrüse und Nebenhöhlen und hat in ihrer Gesamtheit einen Anteil von 4-5 % an allen bösartigen Neubildungen (Howaldt et al. 2000; Kusampudi und Konduru 2021). In den nächsten Jahren ist auch für diese Gruppe ein stetiger Anstieg zu erwarten (Johnson et al. 2020; Warnakulasuriya und Greenspan 2020).

Betrachtet man die geographische Verteilung der bösartigen Neubildungen im Kopf-Hals-Bereich, ist der prozentuale Anteil unter allen Krebsfällen in Asien mit 6,31 % weltweit am höchsten. Im südostasiatischen Raum rangieren diese Malignitäten sogar auf Platz eins der häufigsten Krebs-Neuerkrankungen. In Europa liegt der Anteil im Vergleich bei 3,81 % (Kusampudi und Konduru 2021). Zurückzuführen sind diese Unterschiede hauptsächlich auf sozioökologische Aspekte und unterschiedliche Lebensstile in verschiedenen Ländern (Warnakulasuriya und Greenspan 2020). Die Inzidenz in der männlichen Bevölkerung ist zudem höher als bei Frauen (Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021).

Histologisch betrachtet liegt in 85-95 % der Fälle ein Plattenepithelkarzinome der Schleimhaut zugrunde (Miranda-Filho und Bray 2020; Mody et al. 2021; Rasse 2008; Zentrum für Krebsregisterdaten und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. 2023). Infiltrierendes Wachstum kann dazu führen, dass sich das Karzinom auf umliegende Gewebestrukturen ausbreitet, was eine radikale ablative Tumortherapie und den Verlust betroffener Weich- und Hartgewebestrukturen nach sich zieht.

Im Falle des Unterkiefers, als größter Teil des Gesichtsknochens, ist eine unterbrochene Unterkieferkontinuität die Folge der ablativen Tumortherapie (Kumar et al. 2016). Somit stellen Resektionen maligner oder benigner Tumore die Hauptindikation für eine Rekonstruktion des Unterkiefers dar. Aber auch Kiefernekrosen und -entzündungen, traumatische Verletzungen, Infektionskrankheiten, Keratozysten oder angeborene Fehlbildungen können eine Unterkieferrekonstruktion erforderlich machen (Frerich 2021; Kumar et al. 2016; Nocini et al. 2009).

Der Verlust der Unterkieferkontinuität hat für die betroffenen Personen erhebliche ästhetische und funktionelle Auswirkungen. Er trägt entscheidend zum individuellen Erscheinungsbild des Menschen bei und spielt eine zentrale Rolle beim Kauen und Schlucken (Mastikation), Sprechen sowie bei der Atmung (Reuther und Kübler 1999). Neben diesen körperlichen Beeinträchtigungen können auch psychosoziale

Empfindungsstörungen der Patient*innen die Folge sein (Wurm et al. 2019). Zur Wiederherstellung der Kontinuität stehen der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG) verschiedene alloplastische Verfahren sowie autologe Knochentransplantate für die Unterkieferrekonstruktion zur Verfügung. Das übergeordnete Ziel ist die ästhetische Wiederherstellung der Unterkieferform sowie die Rekonstruktion der unterschiedlichen funktionellen Aspekte. Im Mittelpunkt stehen hierbei die korrekte Kieferlage zwischen Ober- und Unterkiefer in Kombination mit der funktionellen Rekonstruktion der Mastikation über Zahnimplantate, die Fähigkeit in der Öffentlichkeit zu essen und verständlich zu sprechen sowie die Aufrechterhaltung freier Atemwege (Bak et al. 2010; Frerich 2021).

In den vergangenen Jahrzehnten hat sich das mikrochirurgische Knochentransplantat als therapeutischer Goldstandard für die Rekonstruktion erwiesen (Reuther und Kübler 1999). Neben Knochen, zur Rekonstruktion der Hartgewebestrukturen, umfasst es blutversorgende Gefäße für die Revaskularisierung in der Empfängerregion sowie Weichgewebe (Hautinsel) für die Wiederherstellung bei zusätzlichem Weichgewebedefekt (Kumar et al. 2016). Je nach Lokalisation und Ausmaß des Unterkieferdefekts stehen der MKG vor allem das Wadenbein (Fibula) und der Beckenkamm (Crista iliaca) sowie in selteneren Fällen das Schulterblatt (Scapula) als Transplantatlager zur Verfügung (Hoffmann 2010).

Aufgrund der erheblichen ästhetischen und funktionellen Anforderungen stellt die Rekonstruktion des Unterkiefers, selbst für erfahrene Chirurg*innen, eine komplexe Intervention dar. Für ein erfolgreiches OP-Ergebnis spielt die präoperative OP-Planung und Vorbereitung eine entscheidende Rolle. In der Literatur werden unterschiedliche computerbasierte (virtuelle) Unterkieferrekonstruktionsplanungen mit kommerziellen Systemen (Seier et al. 2020; Succo et al. 2015) oder mit eigens entwickelten Systemen aus der Wissenschaft (Moe et al. 2021; Nakao et al. 2017; Olsson et al. 2015; Raith et al. 2018) beschrieben. Darüber hinaus finden sich Softwarelösungen für die Erstellung von individuellen Osteosyntheseplatten (patientenspezifisches Implantat (PSI)) und passgenauen Instrumenten, wie Knochensägeschablonen (Bao et al. 2017; Nysjö et al. 2017). Dabei konnte gezeigt werden, dass virtuelle OP-Planungen das OP-Ergebnis, im Vergleich zu konventionellen Ansätzen auf Basis 3D-gedruckter Knochenmodelle (Wurm et al. 2019) und Freihandoperationen, signifikant verbessern und gleichzeitig zu einer Reduktion der OP- und Ischämie-Zeiten, der gesamten Aufenthaltsdauer im Krankenhaus sowie von möglichen Komplikationen führen (Tarsitano et al. 2016; Wang et al. 2016).

In der klinischen Routine erfolgt die OP-Planung und Vorbereitung üblicherweise über eine oder mehrere Telekonferenzen mit einem kommerziellen Dienstleister. So auch am Universitätsklinikum Heidelberg (UKHD). Auf Basis patientenspezifischer Volumenbilddaten (i.d.R. Computertomographie (CT) oder Digitale Volumentomographie (DVT)) des Kopf-Hals-Bereiches und der Spenderregion wird auf Seiten des Dienstleisters – unter ärztlicher Anleitung – manuell die Tumorresektion sowie Form und Lage des Transplantats geplant. Das notwendige chirurgische Domänenwissen fließt hierbei bei jeder Planungssitzung erneut von Seiten der Chirurg*innen ein. Dies hat einen erheblichen Planungsaufwand zur Folge. Das Ergebnis ist zudem maßgeblich von der Erfahrung der beteiligten Chirurg*innen abhängig. Pro Konferenz wird genau eine Rekonstruktionsvariante geplant. Ein Vergleich verschiedener Transplantatvarianten oder unterschiedlicher Transplantatlager ist somit nicht gegeben.

Für die operative Umsetzung des Planungsergebnisses werden im Anschluss ein PSI und Knochensägeschablonen auf Seiten des Dienstleisters entworfen und klinikextern additiv gefertigt. Dabei zeigt sich eine weitere Limitation dieses Vorgehens. Aufgrund des erheblichen Planungs- und Fertigungsaufwan-

des ist eine kommerzielle Planung und Vorbereitung für akut notwendige (zeitkritische), tumorbedingte Unterkieferrekonstruktionen aktuell nicht realisierbar. Der finanzielle Aufwand ist zudem mit ca. 2.500 € bis 8.000 € pro Fall relativ hoch (Fatima et al. 2019; Succo et al. 2015).

Betrachtet man die bekannten kommerziellen und wissenschaftlichen OP-Planungssysteme, fehlen methodische Ansätze für eine vollumfängliche, automatisierte und auf umfassendem, hinterlegten chirurgischen Wissen basierende Unterkieferrekonstruktionsplanung. Ein solches System könnte den Planungsaufwand deutlich reduzieren, die unterschiedlichen funktionellen und ästhetischen Anforderungen an die Wiederherstellung des Unterkiefers berücksichtigen und somit den Vergleich verschiedener Rekonstruktionsvarianten ermöglichen. Darüber hinaus bietet keines der beschriebenen Systeme dem ärztlichen Personal die Möglichkeit, den gesamten Prozess, von der Planung der Tumorresektion und Unterkieferrekonstruktion bis hin zur Platten- und Instrumentenfertigung, selbstständig sowie zeit- und kosteneffizient klinikintern, am *Point-of-Care* durchzuführen.

1.2 Unterkieferrekonstruktionen und Therapiemöglichkeiten

Beginnend mit den für diese Arbeit wichtigen anatomischen Grundlagen und Begrifflichkeiten wird in diesem Abschnitt ein Themenüberblick über die Wiederherstellung des Unterkiefers nach Kontinuitätsverlust gegeben. Hierbei werden das Krankheitsbild sowie die in Frage kommenden Therapiemöglichkeiten beleuchtet. Abschließend werden verschiedene Ansätze für die computerassistierte OP-Planung und Vorbereitung einer OP beschrieben.

1.2.1 Anatomische Grundlagen

Zunächst wird die grundlegende Anatomie des Unterkiefers und des Wadenbeins betrachtet. Diese sind von zentraler Bedeutung für die Systementwicklungen in dieser Arbeit.

1.2.1.1 Der Unterkiefer

Der Unterkiefer (Mandibula) ist der größte Knochen des Gesichtsschädels und als einziger beweglich mit dem Schädel verbunden. Er ist unterhalb des Oberkiefers lokalisiert und setzt sich aus dem hufeisenförmigen Körper (Corpus mandibulae) sowie den beidseitig an den Kieferwinkeln (Anguli mandibulae) horizontal aufsteigenden Unterkieferästen (Rami mandibulae) zusammen (Abbildung 1 A). Aufgrund seiner Mobilität spielt er eine entscheidende Rolle bei der Mastikation und ist formgebend für das untere Gesichtsdrittel (Freier et al. 2013).

Das Corpus stellt den zahntragenden Teil des Unterkiefers dar. An der Unterseite ist der Knochen durch die Unterkieferlinie (Basalrand) begrenzt. An der Oberseite geht er in den Alveolarfortsatz (Pars alveolaris mandibulae) über, welcher die 16 Zahnfächer für die bleibenden Zähne (Dentes permanentes) enthält. Aufgrund der Zahnentwicklung unterliegt der Alveolarfortsatz erheblichen Formveränderungen über die Lebensdauer. Unterhalb des zweiten Prämolaren befindet sich auf der Außenseite beidseits das Foramen mentale, welches als Austrittspunkt des Nervus mentalis dient (Schünke et al. 2018, S. 46-47).

Am kranialen Ende der Unterkieferäste befindet sich jeweils ein Gelenkfortsatz (Processus condylaris), ein dreieckiger Muskelansatz (Processus coronoideus) sowie die dazwischen liegende Inzisur. Nach anterior ist der Ramus durch die markante Linea obliqua begrenzt und setzt posteroinferior den Basalrand des Unterkieferkörpers fort. Auf der Innenseite zeichnet sich deutlich das Foramen mandibulae ab, welches über einen Knochenkanal mit dem Foramen mentale verbunden ist (Schünke et al. 2018, S. 46). Die

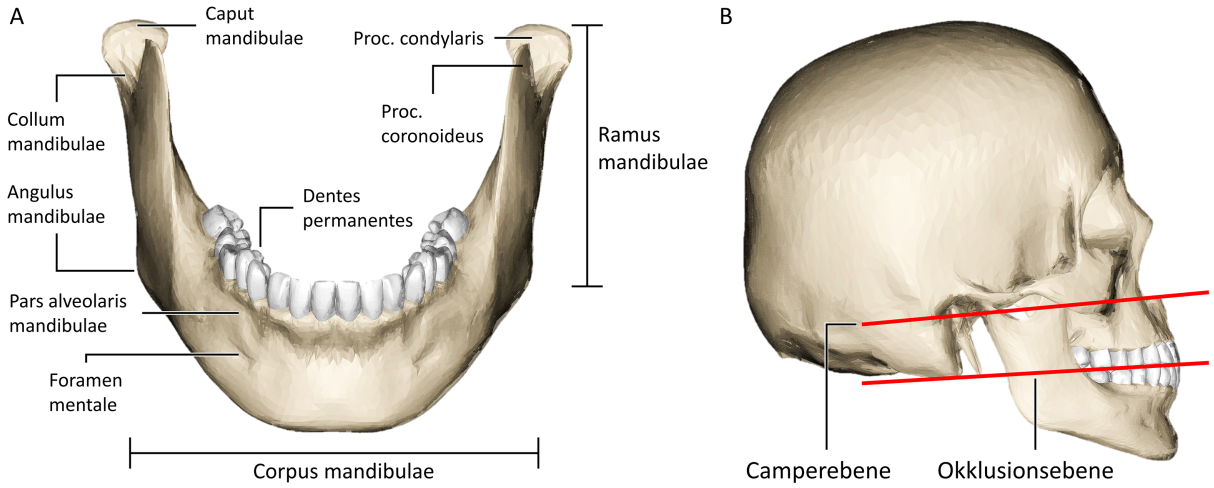


Abbildung 1: Der Unterkiefer und relevante Bezugsebenen. **A**: Darstellung des menschlichen Unterkiefers. **B**: Schädel mit eingezeichneter Okklusionsebene und Camperebene. Quelle: Eigene Darstellung

Köpfchen (Caput mandibulae) an den Gelenkfortsätzen bilden zusammen mit den Gelenkgruben (Fossa mandibularis) am Schläfenbein ein linkes und ein rechtes Kiefergelenk (Temporomandibulargelenk). Beide Gelenke können nur gemeinsam bewegt werden und stellen, über den Discus articularis, die einzigen festen Verbindungen zwischen Unterkiefer und Gesichtsschädel dar (Albrecht und Albrecht 2019).

Zur eindeutigen Kennzeichnung der Zähne im Dauergebiss des Menschen existieren unterschiedliche Zahnschemata. In Deutschland gebräuchlich ist das Schema der *Fédération Dentaire Internationale*. Hierbei werden die Zähne des Ober- und Unterkiefers im Uhrzeigersinn in vier Quadranten unterteilt und beginnend mit dem Frontzahn aufsteigend durchnummeriert (Spalek 2019).

Die Zahnreihen des Ober- und Unterkiefers sind in einer Bogenform, den sog. Zahnbögen, angeordnet. Aufgrund der unterschiedlichen Zahnbogenformen (halbe Ellipse beim Oberkiefer und Parabel beim Unterkiefer) überragen die Front- und Seitenzähne des Oberkiefers die Zähne des Unterkiefers in vestibulärer Richtung. Bei geschlossenem Biss berühren sich beide Zahnreihen an einzelnen Kontaktpunkten. Der gesamte Berührungskontakt wird als Okklusion bezeichnet (Schünke et al. 2018, S. 52-53).

Für die weitere Beurteilung der Zahnstellungen im Gebiss und des Gesichtsschädels stehen zudem verschiedene Hilfsebenen aus der Kephalometrie zur Verfügung. Für die vorliegende Arbeit sind vor allem die Okklusionsebene sowie die Camperebene von Interesse (Abbildung 1 B). Die Okklusionsebene definiert sich durch drei dentale Landmarken am bezahnten Unterkiefer und beschreibt die Kauebene (Swennen 2006). Nahezu parallel zur Okklusionsebene liegt die Camperebene. Sie wird durch zwei knöcherne Landmarken am unteren Rand des Gehörgangs (Porus acusticus externus) sowie der Spina nasalis anterior am Oberkiefer aufgespannt (Schünke et al. 2018, S. 52).

1.2.1.2 Das Wadenbein

Das Wadenbein (Fibula) ist ein länglicher Knochen und bildet zusammen mit dem Schienbein (Tibia) den knöchernen Unterschenkel (Abbildung 2). Die Fibula ist lateral zur Tibia gelegen und stellt somit die äußere Seite des Unterschenkels dar. Über straffes Bindegewebe (Membrana interossea cruris) sind beide Knochen fest miteinander verbunden (Schünke et al. 2022, S. 434; Tillmann 2016, S. 485). Anders als die Tibia ist die Fibula kein gewichttragender Knochen und daher ein häufig verwendetes Transplantatlager

für Knochensegmente in der rekonstruierenden Chirurgie (Wolff und Holzle 2005, S. 108-111).

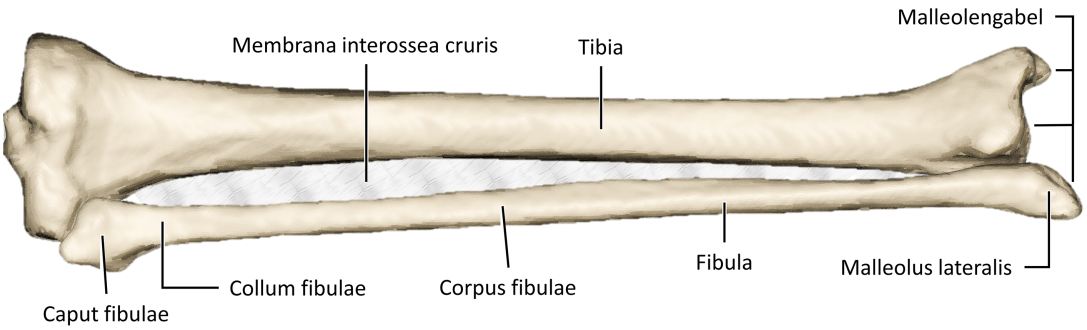


Abbildung 2: Darstellung des menschlichen Wadenbeins. Quelle: Eigene Darstellung.

Strukturell lässt sich die Fibula in das Wadenbeinköpfchen (Caput fibulae) sowie den daran anschließenden Hals (Collum fibulae), den Wadenbeinschaft (Corpus fibulae) und in das distale Ende, den Außenknöchel (Malleolus lateralis), unterteilen. Das Wadenbeinköpfchen ist direkt hinter dem Tibiakopf lokalisiert und über eine knorpelige Gelenkfläche damit verbunden. Funktionell trägt das Wadenbeinköpfchen zur Stabilisation des Kniegelenkes bei. Der Wadenbeinschaft ist durch drei markante Kanten (Margo anterior, posterior und interosseus) charakterisiert, welche die drei Flächen Facies medialis, lateralis und posterior einfassen. Diese initiale Dreiecksform verliert sich distal immer weiter, bis der Knochen in den Außenknöchel übergeht. Zusammen mit dem distalen Ende der Tibia bildet der Außenknöchel die Malleolengabel, die Gelenkpfanne des oberen Sprunggelenkes (Schünke et al. 2022, S. 434-435; Tillmann 2016, S. 468-469).

Die Blutversorgung der Fibula findet überwiegend über die Arteria fibularis, auch Peronea-Arterie genannt, statt. Für die Unterkieferrekonstruktion spielt sie eine entscheidende Rolle bei der Revaskularisierung des Knochentransplantats in der Empfängerregion (Wolff und Holzle 2005, S. 108-111).

1.2.2 Ursachen und Risikofaktoren einer Unterkieferrekonstruktion

Die Ursachen einer Unterkieferrekonstruktion nach Kontinuitätsverlust (segmentaler Defekt) sind vielfältig. In der Regel liegt eine ablative Tumortherapie oder, in selteneren Fällen, eine Abrissfraktur nach Schussverletzungen, Arbeits- oder Autounfällen zugrunde. Weitere Operationsindikationen stellen Keratozysten, Osteoradionekrosen sowie Osteonekrosen nach Entzündungen und Infektionen dar (Frerich 2021; Kumar et al. 2016; Nocini et al. 2009).

Bei tumorbedingten Unterkieferrekonstruktionen sind Mundhöhlenkarzinome, welche den Unterkiefer substantiell infiltrieren, als häufigster Grund beschrieben. Histologisch betrachtet treten in 85-95 % der Fälle Plattenepithelkarzinome der Schleimhäute, aber auch Adenokarzinome sowie maligne Knochentumore (wie Osteosarkome, Chondrosarkome oder interossäre Plattenepithelkarzinome) auf (Johnson et al. 2020; Kumar et al. 2016; Mody et al. 2021; Rasse 2008; Zentrum für Krebsregisterdaten und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. 2023). Eine Rekonstruktion bei selteneren benignen Knochentumoren des Unterkiefers (wie das Ameloblastom oder das Myxoma) ist indiziert, wenn der Knochen substantiell vom Tumor durchsetzt ist (Kumar et al. 2016). Aufgrund ihrer Lokalisation werden Mundhöhlenkarzinome den bösartigen Neubildungen des Kopf-Hals-Bereichs zugeordnet.

Risikofaktoren

Die Risikofaktoren für Malignitäten des Kopf-Hals-Bereichs sind sehr vielfältig und in vielen Studien belegt. Um ein Gesamtbild zu zeichnen, wird nachfolgend aus verschiedenen Übersichtsarbeiten zitiert. Die Hauptrisikofaktoren sind Tabak, Alkohol, Virusinfektionen, eine schlechte Mundhygiene, eine schlechte Ernährung im Zusammenhang mit zu wenigen Vitaminen und übermäßigem Fleischkonsum, die Exposition gegenüber Umweltschadstoffen, aber auch genetische Veranlagungen (Hashibe 2020; Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021; Mody et al. 2021; Rasse 2008; Zentrum für Krebsregisterdaten und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. 2023).

Als global gültige Hochrisikofaktoren werden der Konsum von Tabak, in jeglicher Form, sowie Alkohol angesehen (Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021; Mody et al. 2021; Rasse 2008). Gegenüber Nichtrauchern ist das Risiko hierbei um das Zwei- bis Zwölffache erhöht (Rasse 2008). Der Einfluss von E-Zigaretten auf die Tumorgenese kann zudem noch nicht beziffert werden (Hashibe 2020; Johnson et al. 2020). Ein Alkoholabusus potenziert den karzinogenen Effekt von Tabak weiter und steigert das Risiko erheblich (um das 35-fache) (Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021; Mody et al. 2021; Rasse 2008).

Eine Infektion mit humanen Papillomaviren (HPV) ist ein weiterer bekannter Risikofaktor und stark mit Plattenepithelkarzinomen des Oropharynx assoziiert (Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021; Mody et al. 2021). HPV konnte in 25 % der Kopf-Hals-Karzinome nachgewiesen werden und steigert das Risiko gegenüber Nichtinfizierten um das 3,7-fache (Rasse 2008). Das Epstein-Barr Virus ist vor allem im Zusammenhang mit der Entstehung von Karzinomen des Nasopharynx zu nennen (Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021; Mody et al. 2021).

Ebenso werden unterschiedliche Umwelteinflüsse wie eine Luftverschmutzung durch organische und anorganische Chemikalien sowie Feinstaub aber auch berufsbedingte Expositionen, bspw. gegenüber Bau- oder Asbeststaub, als Risikofaktoren genannt (Johnson et al. 2020; Kusampudi und Konduru 2021). In etwa 10 % der Kopf-Hals-Karzinome scheint zudem eine hereditäre Komponente vorzuliegen (Johnson et al. 2020; Rasse 2008). Weitere Risikofaktoren sind das Alter, Geschlecht, die ethnische Herkunft oder auch eine vorangegangene Radiotherapie (Kusampudi und Konduru 2021; Mody et al. 2021).

1.2.3 Prognose und Therapiemöglichkeiten bei Malignitäten des Kopf-Hals-Bereichs

Die durchschnittliche 5-Jahres-Überlebenwahrscheinlichkeit nach HNC-Befund liegt zwischen 53-66 % (Chi et al. 2015; Johnson et al. 2020; Zentrum für Krebsregisterdaten und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. 2023). Dabei lässt sich in den letzten Jahren ein Anstieg in allen Altersklassen, außer bei Patient*innen >75 Jahren, beobachtet. Dieser Anstieg ist, zumindest teilweise, auf die zunehmende Anzahl an HPV-assoziierten Krebsbefunden zurückzuführen. Mit einer Langzeitüberlebensrate von über 80 % hat diese Gruppe eine deutlich bessere Prognose im Vergleich zu nicht HPV-assoziierten Erkrankungen (Chow 2020; Johnson et al. 2020).

Die HNC-Behandlung bedarf einer tiefgehenden Evaluation durch ein multidisziplinäres Team und ist stark abhängig vom Stadium der Erkrankung, der betroffenen anatomischen Struktur sowie dessen Operabilität. Das primäre Ziel ist die Entfernung des Krebses sowie die Prävention von Folgeerkrankungen oder Rezidiven. Nach aktuellem Kenntnisstand bilden die operative Entfernung des tumorösen Gewebes

(Tumorresektion), die Radiotherapie, die Chemotherapie sowie kombinierte Behandlungen die wichtigsten Therapiebausteine (Chi et al. 2015; Chow 2020; Rasse 2008; Shah und Gil 2009).

Da Malignitäten des Kopf-Hals-Bereichs unter anderem einen Einfluss auf Zähne, Zunge oder den Unterkiefer haben können, spielen zudem die Rekonstruktion und Rehabilitation eine zentrale Rolle bei der Behandlung. Der Unterkiefer gilt als gefährdet, wenn er von einem Primärtumor überlagert, infiltriert oder in direkter Umgebung lokalisiert ist. Segmentale Tumorresektionen oder Nekrosen in Folge einer Radiotherapie können zu einer weiteren Verschlechterung der Funktionen und Ästhetik führen (Chi et al. 2015; Shah und Gil 2009). Damit einher gehen psychische Probleme und eine verringerte Lebensqualität, so dass Überlebende von Plattenepithelkarzinomen im Kopf-Hals-Bereich die zweithöchste Suizidrate unter Krebspatient*innen aufweisen (Johnson et al. 2020). Bei Mundhöhlenkarzinomen wird daher häufig eine Rekonstruktion des Unterkiefers (Abschnitt 1.2.4), der Zähne oder der Zunge benötigt (Chi et al. 2015).

In ungefähr 30-40 % der Fälle werden Patient*innen in einem frühen Krebsstadium (1 oder 2) vorstellig. Dabei wird in Deutschland jeder dritte Tumor bei Frauen im Stadium 1 diagnostiziert, bei Männern nur jeder vierte (Zentrum für Krebsregisterdaten und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. 2023). Die Erkrankung lässt sich zu diesem Zeitpunkt anhand einer alleinigen chirurgischen Maßnahme oder definitiver Radiotherapie i.d.R. erfolgreich behandeln. Aufgrund des guten operativen Zugangs und hoher Heilungsraten stellt speziell bei Mundhöhlenkarzinomen die Chirurgie die Behandlung der Wahl dar (Chi et al. 2015; Chow 2020; Shah und Gil 2009).

Bei über 60 % der Patient*innen wird nach Erstvorstellung ein fortgeschrittenes Krebsstadium (3 oder 4) diagnostiziert. In diesen Stadien wird typischerweise eine kombinierte Behandlung aus primärer Tumorresektion mit wahlweiser Entfernung der Halslymphknoten und adjuvanter Radio- oder Chemoradiotherapie benötigt. Üblicherweise findet die Chirurgie auch bei kleinen Primärtumoren oder nach schlechtem Ansprechen auf eine Induktionschemotherapie Anwendung. Alternativ wird bei operativ schwer zugänglichen Tumorlokalisationen eine Chemoradiotherapie empfohlen (Chi et al. 2015; Chow 2020).

Nach Ma et al. weisen Patient*innen nach Unterkieferrekonstruktion mittels Fibulatransplantat bei fortgeschrittenen Plattenepithelkarzinomen (Stadium 4) eine 5-Jahres-Überlebensrate von 52 % auf (Ma et al. 2022). Trotz einer Vielzahl an traditionellen Therapien gehen lokal fortgeschrittene Erkrankungen somit mit einer schlechten Überlebenswahrscheinlichkeit und einem hohen Risiko (über die Hälfte der HNC-Patient*innen) an lokoregionalen Rezidiven oder Fernmetastasen einher. Zudem zeigt sich häufig eine Resistenz gegenüber Radio- und Chemotherapien (Chow 2020; Li et al. 2023). Der wissenschaftliche Fokus der letzten Jahre liegt daher auf der Erforschung neuer Behandlungszweige. Vielversprechende Ergebnisse zeigen sich bei der zielgerichteten Krebstherapie (engl. targeted therapy) (Goel et al. 2022; Li et al. 2023), Immuntherapie (Fasano et al. 2022; Goel et al. 2022) oder der Gentherapie (Bali et al. 2013).

1.2.4 Unterkieferrekonstruktion mit mikrochirurgischem Fibulatransplantat

Als Teil des unteren Gesichtsdrittels hat der Unterkiefer maßgeblichen Einfluss auf das Erscheinungsbild des Menschen. Als Eintrittspforte des Verdauungstraktes nimmt er eine tragende funktionelle Rolle beim Kauen, Schlucken, Sprechen sowie der Aufrechterhaltung freier Atemwege ein. Ein Verlust der Unterkieferkontinuität, zumeist in Folge einer Tumorresektion, geht folglich mit erheblichen funktionellen und ästhetischen Beeinträchtigungen einher (Freier et al. 2013; Reuther und Kübler 1999). Die Resektion und Rekonstruktion stehen somit in unmittelbarem Zusammenhang und sollten gemeinsam betrachtet werden.

1.2.4.1 Unterkieferkontinuitätsresektion

Das primäre Behandlungsziel ist die vollständige Entfernung des Tumors. Dabei stehen für die knöcherne Unterkieferresektion grundsätzlich drei verschiedene chirurgische Basiseingriffe zur Verfügung (Frerich 2021):

- **Enukleation** (Tumorentfernung unter weitestgehender Erhaltung des gesunden Gewebes),
- **Kontinuitätserhaltende Resektionen** (Kasten- und Spangenresektionen),
- **Unterkieferkontinuitätsresektionen**.

Eine Kontinuitätsresektion ist in der Regel bei malignen Tumoren, welche den Unterkiefer substantiell infiltrieren, oder bei benignen Tumoren, welche den Knochen in der Vertikalen weitestgehend durchsetzen, indiziert. Üblicherweise wird der Tumor unter Einhaltung eines Sicherheitsabstandes von mindestens einem Zentimeter reseziert. Bei zugrundeliegendem Mundhöhlenkarzinomen umfasst der Resektionsbereich, neben dem betroffenen Hartgewebe, auch Weichgewebeanteile. In Folge der radikalen Tumorresektion entsteht somit eine Unterbrechung der Unterkieferkontinuität (segmentaler Defekt) mit eventuell begleitendem Weichgewebedefekt, was erhebliche funktionelle und ästhetische Beeinträchtigungen der Patient*innen nach sich ziehen kann (Frerich 2021).

1.2.4.2 HCL-Klassifikation

Je nach Lokalisation und Ausmaß eines segmentalen Defektes stehen der MKG verschiedene Rekonstruktionsmöglichkeiten zur Verfügung. Für eine einheitliche Einteilung und Komplexitätsbewertung hat sich hierbei die HCL-Klassifikation nach Jewer et al. bewährt (Jewer et al. 1989). Das Klassifikationsschema beruht auf der Unterteilung anhand drei grundlegender Defektklassen (Abbildung 3 links).

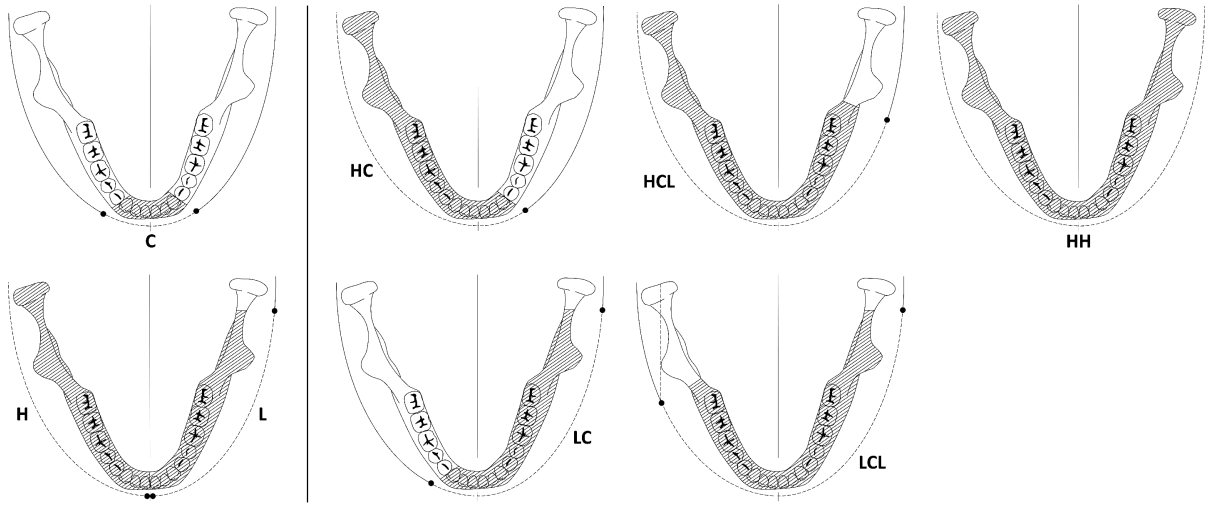


Abbildung 3: Die HCL-Klassifikation. **Links**: Grundlegende Defektklassen C, H und L. **Rechts**: Kombinierte Defektklassen HC, LC, HCL, LCL und HH. Quelle: Eigene Darstellung, Teile adaptiert aus Jewer et al. (Jewer et al. 1989). *Die schematische Zeichnung des Unterkiefers wird im Weiteren in dieser Arbeit verwendet.*

Die Defektklasse C umfasst das zentrale Unterkiefersegment zwischen den Eckzähnen. Rekonstruktionen der Klasse L beschreiben lateral gelagerte Defekte exklusive des Kiefergelenkes. Die Klasse H umfasst hemimandibuläre Rekonstruktionen unter Einbeziehung des Kiefergelenkes. Sowohl Defekte der Klasse H als auch der Klasse L sind in ihrer länglichen Ausdehnung variabel und erstrecken sich nicht wesentlich über die Medianebene des Unterkiefers. Durch Kombinationen der drei grundlegenden Klassen (Abbil-

dung 3 rechts) lassen sich die verschiedenen segmentalen Unterkieferdefekte über insgesamt acht Klassen beschreiben (Jewer et al. 1989).

1.2.4.3 Unterkieferrekonstruktion

Nach Tumorresektion ist die Überbrückung des entstandenen segmentalen Defektes von zentraler Bedeutung. Aus ästhetischen Gesichtspunkten steht die Rekonstruktion der Form des unteren Gesichtsdrittels im Mittelpunkt. Funktionell betrachtet ist für die Patient*innen die Fähigkeit in der Öffentlichkeit zu essen, sich verständlich zu artikulieren sowie die Aufrechterhaltung freier Atemwege entscheidend (Bak et al. 2010; Frerich 2021).

Für den Erhalt der oromandibulären Funktionen ist auf die Wahrung der korrekten okklusalen Beziehung zwischen den verbleibenden Restzähnen des Ober- und Unterkiefers sowie die Bereitstellung einer geeigneten Knochentransplantatstruktur für die spätere zahnprothetische Rehabilitation zu achten. Bei begleitendem Weichgewebedefekt muss zudem die Rehabilitation und Mobilität der Zunge, zur Artikulation und Schlucken, sowie die Wiederherstellung der unteren Lippenfunktionen, für eine normale Mimik, adressiert werden (Bak et al. 2010).

Für die Rekonstruktion des Unterkiefers stehen der MKG eine Vielzahl verschiedener Möglichkeiten zur Verfügung (Kumar et al. 2016). Die Liste umfasst:

- **Alloplastiken und Rekonstruktionsplatten**: Rekonstruktion über körperfremde, anorganische Stoffe, wie bspw. Titanplatten,
- **Freie, nicht vaskularisierte Knochentransplantate**: Knochentransplantate ohne eigene Blutversorgung für die Rekonstruktion kleinerer Defekte ohne begleitenden Weichgewebeverlust,
- **Gestielte osteomyokutane Lappen**: Transplantate, bestehend aus Haut, Faszie, Muskeln und Knochen zur Versorgung von Gewebedefekten und mikrochirurgischen Revaskularisierung in der Empfängerregion, welche während des gesamten Transplantationsprozesses eine Gefäßverbindung zum Körper aufweisen,
- **Frei vaskularisierte Knochentransplantate**: Knochentransplantat mit eigener periostaler Blutversorgung, welches in der Spenderregion abgetrennt und in jede Körperregion frei transferiert und anastomosiert werden kann.

In den letzten Jahrzehnten haben sich für die Rekonstruktion komplexer Kontinuitätsdefekte des Unterkiefers mit begleitendem Weichgewebedefekt die Verwendung von autologen, frei vaskularisierten Transplantaten bewährt. Dabei stehen mit der Fibula, dem Beckenkamm sowie der Scapula unterschiedliche Transplantattypen zur Verfügung. Die Wahl des Transplantats ist hierbei immer abhängig von Lokalisation und Ausmaß des Defektes sowie dem Allgemeinzustand der Patient*innen (Hoffmann 2010).

Vor allem bei langstreckigen segmentalen Defekten bis zu einer Länge von 30 cm und bei Einbeziehung des Kiefergelenks (bspw. Rekonstruktionen der Klasse H) ist die Fibula als Transplantatlager zu wählen (Hoffmann 2010; Hölzle und Ehrenfeld 2021). Seit der Vorstellung des *Freien Fibula Lappens* (engl. Free Fibula Flap (FFF)) durch Hidalgo (Hidalgo 1989) hat sich die Fibula als das am häufigsten verwendete Transplantat in der MKG für Rekonstruktionen des Unterkiefers etabliert (Kumar et al. 2016).

Weitere Fortschritte und Forschungsvorhaben beschäftigen sich mit der Distraktionsosteogenese, Endoprothesen (vor allem als Kiefergelenksersatz), Gewebszüchtungen (engl. Tissue Engineering) sowie osseointegrierten (Gitter-) Implantaten (engl. tray), welche mit oder ohne Knochentransplantat verwendet werden können (Kumar et al. 2016; Tarsitano et al. 2017; van Kootwijk et al. 2022).

1.2.4.4 Konventioneller Ablauf einer Unterkieferrekonstruktion mittels Fibulatransplantat

Das konventionelle Vorgehen zur tumorbedingten Unterkieferrekonstruktion ist in Abbildung 4 illustriert und lässt sich vereinfacht in drei Operationsschritte unterteilen.

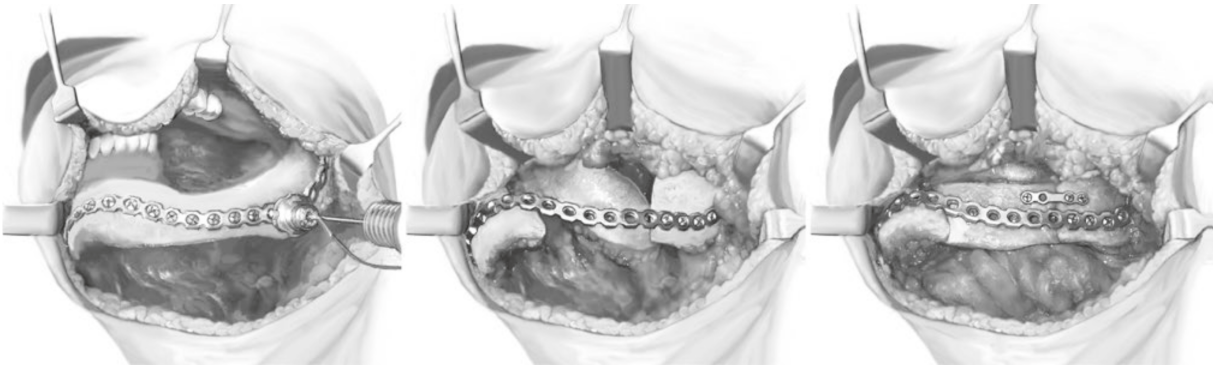


Abbildung 4: Konventionelles Vorgehen einer tumorbedingten Unterkieferrekonstruktion. **Links**: Intraoperative Anformung einer Rekonstruktionsplatte. **Mitte**: Osteotomie des Unterkiefers und Entnahme des betroffenen Weichgewebes. **Rechts**: Überbrückung des Unterkieferdefekts mittels autologem Fibulatransplantat und Fixierung mit Hilfe der Rekonstruktionsplatte. Quelle: Frerich (Frerich 2021), *reproduced with permission from Springer Nature*

Zu Beginn werden die Resektionsgrenzen am Unterkiefer markiert. Anschließend wird eine Rekonstruktionsplatte zur Überbrückung des angezeigten segmentalen Defektes bzw. für die spätere Transplantatfixierung händisch an die Unterkieferkontinuität angeformt (Abbildung 4 links). Für eine stabile Anbringung am Rest-Unterkiefer (Rest-UK) nach Tumorresektion werden jeweils mindestens drei Schraubenlöcher an den verbleibenden Knochenstrukturen vorgebohrt (Frerich 2021).

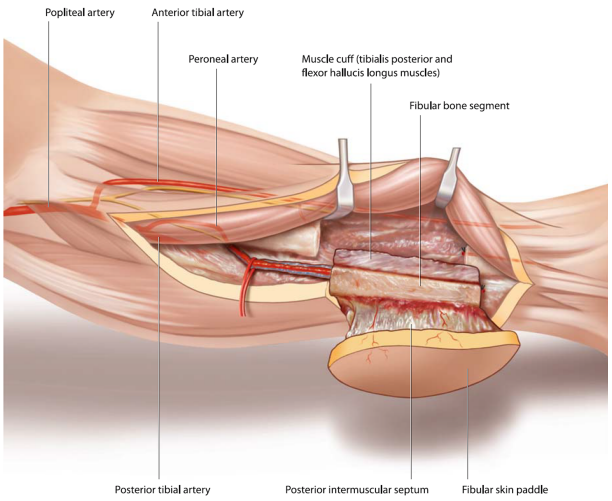


Abbildung 5: Entnahme eines Fibulatransplantats mit Hautinsel (Skin paddle), Gefäßstiel (Peroneal artery) und Muskelmanschette (Muscle cuff). Quelle: Wolff und Holzle (Wolff und Holzle 2005, S. 128), *reproduced with permission from Springer Nature*

Nach Entnahme der Platte aus dem Operationsfeld kann die Tumorresektion an den markierten Stellen mit Hilfe einer oszillierenden Säge und unter Einhaltung der Sicherheitsabstände vorgenommen werden (Abbildung 4 Mitte). Bei begleitendem Weichgewebedefekt schließt sich die Weichgeweberesektion direkt an die Entfernung des Hartgewebes an (Frerich 2021).

Die Rekonstruktion des Unterkiefers kann in der gleichen Sitzung (Primärrekonstruktion) oder zu einem späteren Zeitpunkt (Sekundärrekonstruktion), nach initialer Defektüberbrückung mit der angeformten Platte, erfolgen (Hoffmann 2010).

Bei Entnahme des Fibulatransplantats in der Spenderregion (auch *Hebung* des Transplantats bezeichnet) ist die Stabilitätsfunktion der Fibula für das Knie- und Sprunggelenk zu gewährleisten. Daher muss ein distaler und proximaler Sicherheitsabstand von üblicherweise 8 cm zum distalen Ende des Außenknöchels und 6-8 cm zum proximalen Ende des Wadenbeinköpfchens veranschlagt werden.

Unter Einhaltung der Sicherheitsabstände wird die Fibula mit Hilfe einer oszillierenden Säge osteotomiert und in passende (ggf. mehrere) längliche Knochensegmente für die Überbrückung des segmentalen Defektes am U-förmigen Unterkiefer unterteilt. Die Segmente werden zusammen mit Faszien- und Muskelgewebe sowie den medial verlaufenden Teilen der Peronea-Gefäße, mitsamt dem Gefäßstiel bis maximal zum Abgang aus der hinteren Schienbeinarterie, entnommen (Abbildung 5). Dabei gilt, je länger das gehobene Knochentransplantat, desto kürzer der verfügbare Gefäßstiel für die Anastomose in der Empfängerregion (Kumar et al. 2016; Wolff und Holzle 2005, S. 108-116).

Bei begleitendem Weichgewebedefekt kann zusätzlich eine etwa 6x10 cm große Hautinsel gehoben werden. Diese wird von Gefäßästen (Perforatoren) aus den Peronea-Gefäßen versorgt (Abbildung 5), welche durch das intermuskuläre Septum verlaufen (Wolff und Holzle 2005, S. 109-114). Für den mikrochirurgischen Transfer wird das Transplantat anschließend in die Empfängerregion eingebracht und die einzelnen Knochensegmente werden über Schrauben an der Rekonstruktionsplatte fixiert (Abbildung 4 rechts) (Frerich 2021).

1.2.5 Computerassistierte OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen mit autologen Transplantaten

Die computerassistierte Chirurgie (CAS) beschäftigt sich mit der computergestützten OP-Planung und Durchführung chirurgischer Interventionen. In der MKG haben sich CAS-Ansätze für die OP-Planung und Vorbereitung rekonstruierender Eingriffe in den letzten Jahren als Standard für die präoperative OP-Simulation etabliert (Foley et al. 2013; Levine et al. 2013; Succo et al. 2015; Wang et al. 2016; Yang et al. 2021; Zavattero et al. 2021). In den meisten Szenarien ist die Plattenfixierung des Transplantats dabei integraler Bestandteil des OP-Plans (Kakarala et al. 2018). Für die vorliegende Arbeit werden die verschiedenen OP-Planungs- und Vorbereitungsansätze anhand des Digitalisierungsgrads in drei Stufen unterteilt:

- **Konventionell**: Modelloperation an 3D-gedruckten Knochenmodellen und manuelle Anformung einer Rekonstruktionsplatte,
- **Virtuell**: Computerbasierte OP-Planung (engl. Virtual Surgical Planning (VSP)) der Tumorresektion und Unterkieferrekonstruktion mit anschließender Vorbereitung/Fertigung patientenspezifischer Instrumente und Implantate für den Planungstransfer in den OP,
- **Hybrid**: Virtuelle OP-Planung der Unterkieferrekonstruktion und manuelle Anformung einer Rekonstruktionsplatte an dem geplanten sowie 3D-gedruckten Neo-Unterkiefer.

Nachfolgend werden die oben aufgeführten Ansätze grundlegend eingeführt. Ein Überblick über etablierte Vorgehensweisen und Forschungsbestrebungen im Bereich der computerassistierten Unterkieferrekonstruktion wird in Abschnitt 2.1.1 gegeben. Die damit einhergehenden Schwachstellen werden als Eigenleistung der vorliegenden Arbeit in Abschnitt 2.1.2 systematisch analysiert und herausgearbeitet.

1.2.5.1 Konventionelle OP-Planung und Vorbereitung

Bei der konventionellen Planung wird eine präoperative Modelloperation auf Basis der patientenindividuellen knöchernen Anatomie durchgeführt (Cohen et al. 2009; Lethaus et al. 2012; Rommel et al. 2017; Wurm et al. 2019). Aus Volumenbilddaten, i.d.R. ein CT des Kopf-Hals-Bereichs und der Spenderregion, lassen sich computergestützt anatomische Strukturen segmentieren und 3D-Oberflächenmodelle des Unterkiefers und Spenderknochens triangulieren. Physische Modelle der triangulierten Oberflächen, für die

Durchführung der Modelloperation, werden mithilfe von 3D-Drucktechnologie additiv gefertigt (engl. Rapid Prototyping) (Abbildung 6 A, B).

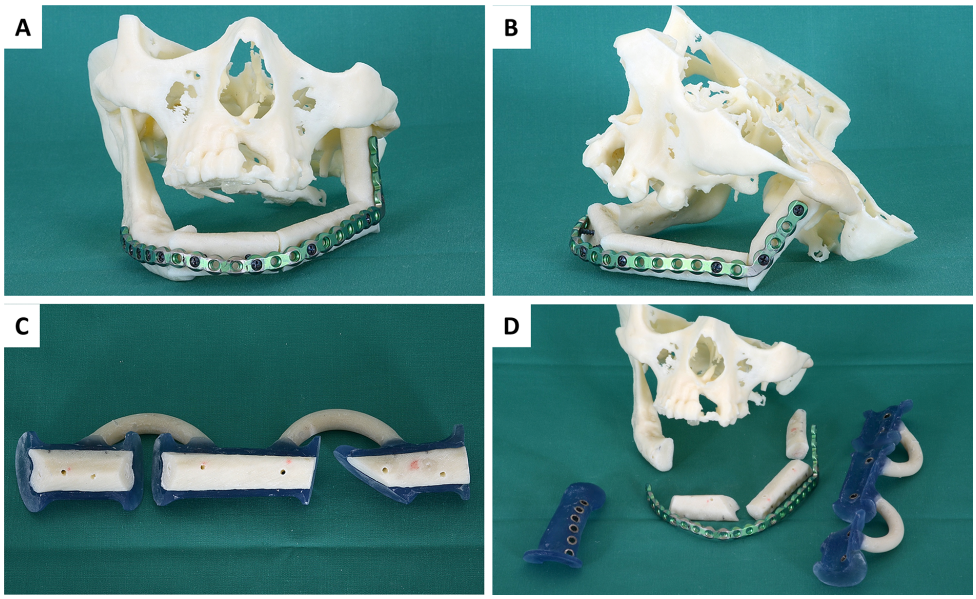


Abbildung 6: Ablauf einer konventionellen OP-Planung und Vorbereitung. **A, B**: Modelloperation auf Basis 3D-gedruckter Knochenmodelle der Spender- und Empfängerregion. Die Platte wird am Unterkiefermodell vorgebogen. Abweichende Knochenformen (zwischen Unterkiefer und Transplantat) können erhebliche Lücken zwischen der Platte und dem Knochen zur Folge haben. **C**: Anfertigung von Knochensägeschablonen für die modellierten Segmente. **D**: Ergebnis der konventionellen OP-Planung und Vorbereitung, bestehend aus einer vorgebogenen Platte, Fibula- und Unterkieferschablone. Quelle: Adaptiert aus Bildmaterial der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Universitätsklinikum Heidelberg

Anhand der produzierten Knochenmodelle kann die intraoperative Situation vom behandelnden Personal vor dem Eingriff betrachtet werden. In der Literatur sind hierzu verschiedene Vorgehensweisen beschrieben. Einfache Verfahren befassen sich mit dem Einzeichnen der geplanten Resektionsgrenzen am Modell und manuellen Vorbiegen einer Standardplatte an den präoperativen anatomischen Gegebenheiten (Cohen et al. 2009; Lethaus et al. 2012; Wurm et al. 2019). Bei komplexeren Verfahrensweisen wird die Tumorresektion und segmentweise Rekonstruktion des Modellunterkiefers über 3D-gedruckte Spenderknochen schrittweise durchgespielt (Rommel et al. 2017). Die Rekonstruktionsplatte für die intraoperative Segmentfixierung kann in diesem Fall direkt an die Form des modellierten Neo-Unterkiefers (Rest-UK und Transplantat) angeformt werden (Abbildung 6 A, B).

Für die Übertragung der geplanten Osteotomien in den OP ist die Fertigung patientenspezifischer Instrumente, wie Knochensägeschablonen (engl. Cutting Guides), beschrieben (Rommel et al. 2017). Diese Instrumente unterstützen die Planungsumsetzung, indem sie die Tumorresektion am Unterkiefer und die Segmententnahme aus dem Spenderknochen kodieren (Abbildung 6 C, D).

1.2.5.2 Virtuelle OP-Planung und Vorbereitung

In der modernen Medizin ermöglichen Techniken des Computer Aided Design & Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) die rein virtuelle OP-Planung und Vorbereitung einer Unterkieferrekonstruktion, was als Goldstandard in der rekonstruierenden Chirurgie angesehen werden kann. In verschiedenen Untersuchungen wurde von der Überlegenheit, vor allem präzisere Rekonstruktionsergebnisse, verkürzte

OP-Zeiten und Krankenhausaufenthalte sowie eine gesteigerte Lebensqualität der Patient*innen, im Vergleich zu konventionellen Methoden berichtet (Tarsitano et al. 2016; Wang et al. 2016; Yang et al. 2021).

Ausgangspunkt der virtuellen Planung ist i.d.R. die Akquisition von 3D-Volumenbilddaten der Spender- und Empfängerregion. Auf Basis segmentierter und triangulierter 3D-Oberflächenmodelle erfolgt eine virtuelle 3D-Planung der Tumorresektion und Unterkieferrekonstruktion (Abbildung 7). Etablierte Softwarelösungen bieten eine interaktive Transplantatplanung und ermöglichen die flexible Simulation der Form und Lage des Spenderknochens in der Empfängerregion (Dell'Aversana Orabona et al. 2018; Foley et al. 2013; Liu et al. 2014; Mascha et al. 2017; Seier et al. 2020; Succo et al. 2015).

Für die intraoperative Knochenfixierung können zudem PSIs entworfen werden, welche sich optimal mit der Knochenoberfläche des virtuell geplanten Neo-Unterkiefers ergänzen (Abbildung 7 B). Anhand additiver Fertigungstechnologien wird das PSI präoperativ auf Titanbasis gefertigt und anschließend sterilisiert (Cornelius et al. 2015; Mascha et al. 2017; Zavattero et al. 2021).

Des Weiteren ermöglichen passgenaue 3D-gedruckte Knochensägeschablonen (Abbildung 7 C) den Transfer der geplanten Osteotomien in den OP (Cornelius et al. 2015; Seier et al. 2020; Zavattero et al. 2021). Zusätzlich kann die Transplantatfixierung über das PSI mitbedacht werden. Um unerwünschten Verkippungen der Knochensegmente bei der Plattenfixierung vorzubeugen, lassen sich über Bohrführungen geeignete Schraubenkanäle im Knochen präzise vorbohren.

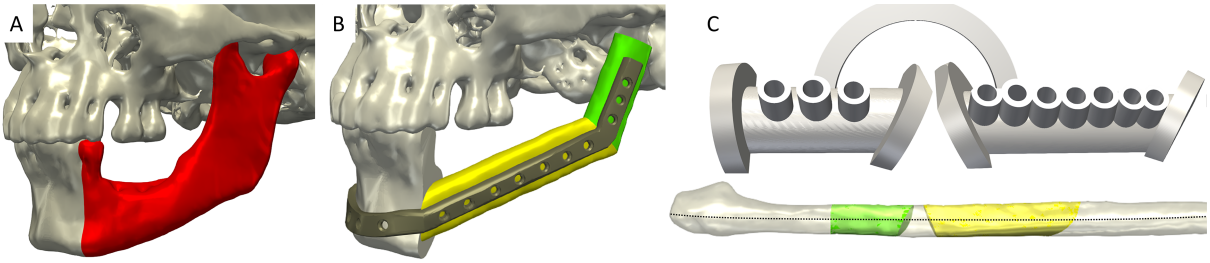


Abbildung 7: Virtuelle OP-Planung. **A**: Planung der Tumorresektion (Rot). **B**: Planung der Rekonstruktion mit zwei Fibulasegmenten (Grün, Gelb) und einer patientenspezifischen Rekonstruktionsplatte. **C**: Planung der Segmententnahme (Grün, Gelb) entlang der Fibula und Berechnung von Sägeschablonen. Quelle: Eigene Darstellung

Neben etablierten kommerziellen Lösungen stellt VSP von knöchernen Rekonstruktionen ein dynamisches Feld dar und ist Gegenstand verschiedener Forschungsbestrebungen (Abschnitt 2.1.1).

1.2.5.3 Hybride OP-Planung und Vorbereitung

Aufgrund zeit- und kostenintensiver VSP sind in der Literatur Mischformen aus virtueller OP-Planung und konventioneller Plattenvorbereitung beschrieben (Goormans et al. 2019; Moe et al. 2021; Ren et al. 2018; Sieira Gil et al. 2015). Erschwerend kommen die Regulierungsgrundlagen der Medical Device Regulation (MDR) und der Food and Drug Administration (FDA) für individuell gefertigte Implantate hinzu. Die regulatorischen Anforderungen an PSIs stellen eine komplexe Herausforderung dar und befinden sich, vor allem auf dem europäischen Markt, noch in der Entwicklungsphase (Kermavnar et al. 2021; Willemsen et al. 2019). Die Verwendung von MDR-konformen Standardplatten bietet somit eine elegante Alternative.

Bei diesen Ansätzen werden eine virtuelle Planung der Resektion und Rekonstruktion durchgeführt. Ein Replikat des Neo-Unterkiefers kann anschließend über 3D-Drucktechnologien additiv gefertigt und als Biegevorlage für die präzise Anformung einer Standardplatte verwendet werden (Goormans et al. 2019;

Moe et al. 2021; Ren et al. 2018; Sieira Gil et al. 2015). Neben der virtuellen OP-Planung werden oftmals Knochensägeschablonen ebenfalls digital entworfen und 3D-gedruckt (Goormans et al. 2019; Hirsch et al. 2009; Mottini et al. 2016; Ren et al. 2018).

Im Vergleich zur rein konventionellen OP-Planung und Vorbereitung können über hybride Konzepte möglichen Lücken zwischen der vorgebogenen Platte und dem Transplantatknochen zuverlässig vorgebeugt werden, was einen erheblichen Einfluss auf das Rekonstruktionsergebnis hat (Shenaq und Matros 2018).

1.3 Technische Grundlagen

Der nachfolgende Abschnitt umfasst relevante technische Grundlagen für die vorliegende Arbeit. Dabei werden Werkzeuge für die strukturierte Wissensmodellierung und Softwareentwicklung beschrieben (Abschnitt 1.3.1), boolesche Operatoren und eine Notation für geometrische Transformationen eingeführt (Abschnitt 1.3.2), relevante Registrierungsverfahren und Fehlermaße erläutert (Abschnitt 1.3.3) sowie 3D-Druck- und 3D-Scantechnologien grundlegend vorgestellt (Abschnitt 1.3.4).

1.3.1 Werkzeuge für die Implementierung eines wissensbasierten OP-Planungssystems

In diesem Abschnitt wird auf relevante Aspekte und Funktionsweisen der verwendeten Technologien und Software-Frameworks für die Entwicklung eines wissensbasierten Systems eingegangen.

1.3.1.1 Technologien für die strukturierte Wissensmodellierung

Die Integration von Domänen- und Expertenwissen spielt eine entscheidende Rolle für die Entwicklung intelligenter Softwarelösungen in der Medizin. Als Teilgebiet der künstlichen Intelligenz beschäftigt sich die Wissensrepräsentation mit der strukturierten Modellierung und maschinellen Verarbeitung von Wissen durch wissensbasierte Systeme, um daraus automatisierte Schlussfolgerungen und Entscheidungen abzuleiten (Grimm et al. 2007).

Eine Herangehensweise für die strukturierte Modellierung von Wissen im *World Wide Web* wurde erstmals von Berners-Lee et al. unter dem Begriff *Semantic Web* geprägt (Berners-Lee et al. 2001). In diesem kann Wissen semantisch geordnet und maschinenlesbar zur Verfügung gestellt werden. Darüber lassen sich einfache semantische Datenmodelle bis hin zu komplexen Ontologien entwickeln. Kerntechnologien nach Berners-Lee et al. sind das Ressource Description Framework (RDF) und die Extensible Markup Language (XML) (Berners-Lee et al. 2001). Die wichtigsten Herangehensweisen für die Wissensmodellierung in dieser Arbeit werden im Folgenden grundlegend eingeführt.

Ressource Description Framework

Das Ressource Description Framework wird vom World Wide Web Consortium (W3C) als Empfehlung für die Wissensmodellierung im *Web* herausgegeben (World Wide Web Consortium 2014a). Gleiches gilt für das RDF Schema (RDFS), die Terse RDF Triple Language (TURTLE) und die SPARQL Protocol and RDF Query Language (SPARQL).

Mit Hilfe von RDF lässt sich Wissen in Form von Subjekt-Prädikat-Objekt-Tripels beschreiben. Jedes Tripel stellt hierbei einen gerichteten Graphen dar und beschreibt eine in sich geschlossene Aussage (RDF Statement) (Abbildung 8). Für die Beschreibung komplexerer Zusammenhänge lassen sich einzelne Tripel zu einem Gesamtmodell verbinden (Abbildung 8) (Allemang und Hendler 2011, S. 27-50; World Wide

Web Consortium 2014a).

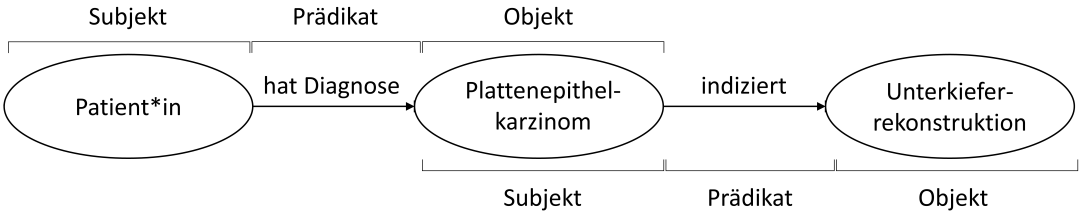


Abbildung 8: RDF-Tripel. Ein Triple setzt sich aus zwei Knoten (Subjekt und Objekt) sowie einem gerichteten Pfeil (Prädikat) zusammen. In diesem Beispiel werden über kombinierte Tripel zwei in sich geschlossene Aussagen modelliert: Zum einen ist beschrieben, dass das Subjekt Patient*in die Diagnose Plattenepithelkarzinom erhalten hat (linkes Tripel). Die Diagnose wiederum indiziert die Unterkieferrekonstruktion als Therapieform (rechtes Tripel). Quelle: Eigene Darstellung

Die Komponenten eines Tripels werden in RDF als Ressourcen bezeichnet. Eine Ressource beschreibt *„irgendwas“* innerhalb des Gesamtmodells, bspw. eine anatomische Struktur, abstrakte Konzepte oder Zahlen. Sie untergliedert sich weiter in Referenzen mit einem Uniform Resource Identifier (URI) oder Literale. Eine Referenz ist über den URI eindeutig gekennzeichnet. Sowohl Subjekte, Prädikate, als auch Objekte des Gesamtmodells können als URI-Referenz modelliert werden. Literale hingegen definieren spezifische Datentypen (bspw. String oder Double-Werte), welche nicht weiter verknüpft werden können. Somit können lediglich Objekte als Literale formuliert werden (Allemang und Hendler 2011, S. 27-50; World Wide Web Consortium 2014a).

RDF Schema

RDFS ist eine Erweiterung des RDF-Basisvokabulars für die Datenmodellierung. Mit Hilfe von RDFS lassen sich logische Zusammenhänge zwischen Instanzen, Klassen, ihren Eigenschaften und Beziehungen untereinander beschreiben (Allemang und Hendler 2011, S. 125-152; World Wide Web Consortium 2014c). Zusammen stellen RDF und RDFS (RDF(S)) eine einfache Ontologiesprache für die Modellierung von spezifischem Wissen dar. Eine Ontologie ist dabei nichts anderes als eine sog. *Wissensbasis* oder *Wissensdatenbank*, um Wissen in strukturierter Form vorzuhalten (Hitzler et al. 2008, S. 11-12).

Mit Hilfe von RDFS ist es nun möglich, die Sachverhalte zwischen Klassen (engl. classes) und ihren Eigenschaften (engl. properties) anhand von speziellen RDF-Tripeln abstrakt zu beschreiben (Allemang und Hendler 2011, S. 125-152; World Wide Web Consortium 2014c):

- **Classes**: RDF-Ressourcen lassen sich laut RDFS in Gruppen, sog. Klassen, einteilen und Klassenhierarchien in Form von Vererbungsbäumen bilden. Stellt eine Ressource eine konkrete Ausprägung einer Klasse dar, wird sie als Instanz bezeichnet (Abbildung 9 A).
- **Properties**: Eine Prädikat-Verbindung zwischen einer Subjekt- und einer Objektressource wird mit Hilfe des RDFS-Konzeptes Property beschrieben. Über ein Property kann für jede Eigenschaft im Schemawissen festgelegt werden, von welcher Klasse das Subjekt (*Domain*) und von welcher Klasse das Objekt (*Range*) sein muss (Abbildung 9 B).

Neben den grundlegenden Klassen- und Eigenschaftskonzepten ermöglicht RDFS zudem die Modellierung von Sammlungen, wie bspw. geordnete (*Seq*) und ungeordneten Listen (*Bag*), oder die Definition von Hilfseigenschaften, wie bspw. Verweise auf Ressourcen für zusätzliche Informationen über ein Subjekt (*seeAlso*) (World Wide Web Consortium 2014c).

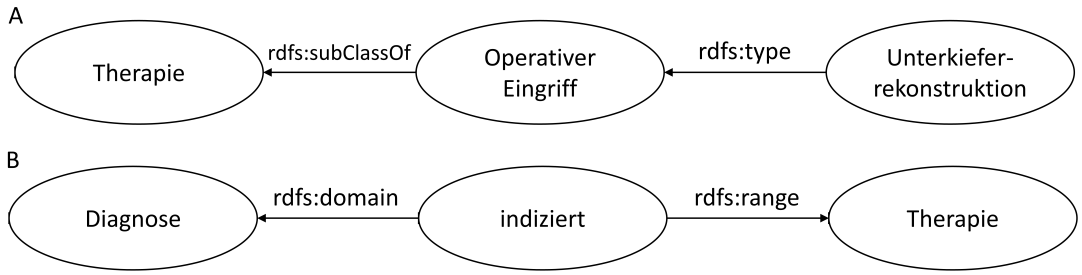


Abbildung 9: Klassen und Eigenschaften in RDF(S). **A**: Beispielhafte Klassenhierarchie mit der Ressource *Operativer Eingriff* als Subklasse einer *Therapie*. Die Ressource *Unterkieferrekonstruktion* stellt eine konkrete Ausprägung (Instanz) eines operativen Eingriffs dar. **B**: Exemplarische Darstellung des Domain-Range-Konzeptes in RDF(S). Die Eigenschaft *indiziert* muss als Subjekt immer eine Ressource der Klasse *Diagnose* und das Objekt eine Ressource der Klasse *Therapie* verbinden. Quelle: Eigene Darstellung

Terse RDF Triple Language

Die Terse RDF Triple Language ermöglicht die textuelle Darstellung der RDF(S)-Tripel-Graphen in sowohl menschen- als auch maschinenlesbarer Form (World Wide Web Consortium 2014b). Dabei besteht eine hohe Kompatibilität mit dem N-Tripels-Format für die Datenspeicherung. Durch Leerzeichen getrennt lassen sich die Subjekt-Prädikat-Objekt-Tripel somit in einfacher Textform beschreiben. Da die Verwendung und Lesbarkeit der kompletten URI einer Ressource dabei sehr unübersichtlich sind, bietet TURTLE zusätzlich die sog. *Qualified Names* (Allemang und Hendler 2011, S. 27-50). Für eine URI lässt sich darüber ein Alias bzw. Namensraum (vergleichbar zu XML) definieren und im weiteren Verlauf des Dokumentes verwenden.

SPARQL Protocol and RDF Query Language

Für die Anfrage von RDF-Tripel definiert das W3C die Anfragesprache SPARQL. Dabei orientiert sich SPARQL stark an der Struktur von RDF selbst und wird als eine Variante von TURTLE bereitgestellt. In der Anwendung erinnert SPARQL stark an die Structured Query Language (SQL). Der grundlegende Aufbau einer SPARQL-Anfrage setzt sich aus einem *SELECT*- und einem *WHERE*- Statement zusammen (Allemang und Hendler 2011, S. 61-112; World Wide Web Consortium 2013). Um exemplarisch eine konkrete Diagnose abzufragen, könnte folgende Anfrage an die TURTLE-Datei formuliert werden:

```
SELECT?diagnose
WHERE  ex:Patient ex:hatDiagnose ?diagnose
```

Als Ergebnis liefert die Anfrage alle Diagnose-Ressourcen der betroffenen Person zurück.

1.3.1.2 Das Medical Imaging Interaction Toolkit

Das Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) ist eine am Deutschen Krebsforschungszentrum (DKFZ) in Heidelberg entwickelte und freie Open-Source-Software für die Implementierung von Softwarelösungen für die medizinische Bildverarbeitung. Das Toolkit lässt sich entweder als Software-Bibliothek einbinden und über eine Programmierschnittstelle ansprechen oder als komplettes Framework verwendet und um Softwareanwendungen erweitern (German Cancer Research Center 2023).

Eine regelmäßige Aktualisierung des MITK wird in Form von neuen Software-Releases angeboten. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit kommt das Release *2018.4 V2* zum Einsatz, da in dieser Version eine RDF-Unterstützung bereits integriert ist. Die grundlegende Architektur des Toolkits sowie für diese Arbeit relevante Konzepte werden im Folgenden für die verwendete Versionsnummer beschrieben.

Architektur

Das MITK ist in C++ implementiert und lässt sich über das plattformunabhängige Build-System CMAKE auf diversen Betriebssystemen erstellen. Es basiert grundlegend auf dem Insight Toolkit (ITK) und dem Visualization Toolkit (VTK). Über ITK werden Algorithmen für die Bildanalyse, wie Filter für Registrierung und Segmentierung, sowie Filereader bereitgestellt. Das VTK dient der Visualisierung sowie der Verarbeitung von und Interaktion mit Oberflächenmodellen. Für die Bedienoberfläche greift MITK auf Elemente aus dem Graphical User Interface (GUI) Toolkit Qt zurück und bietet über das Common Toolkit (CTK) eine Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Unterstützung sowie ein Plugin-Konzept für die Entwicklung spezifischer Anwendungsbausteine (German Cancer Research Center 2018d; Nolden et al. 2013). Weitere Bibliotheken, wie bspw. die Redland RDF, Rasqal RDF Query und Raptor RDF Syntax Bibliotheken zur Verarbeitung von RDF(S)-modelliertem Wissen, sind optional und können beim Build-Prozess flexibel eingebunden werden.

Die Standardansicht der MITK-Anwendung (MITK Workbench) nach erfolgreichem Build-Prozess der Version *2018.4 V2* mit den verschiedenen Arbeitsbereichen ist in Abbildung 10 dargestellt.

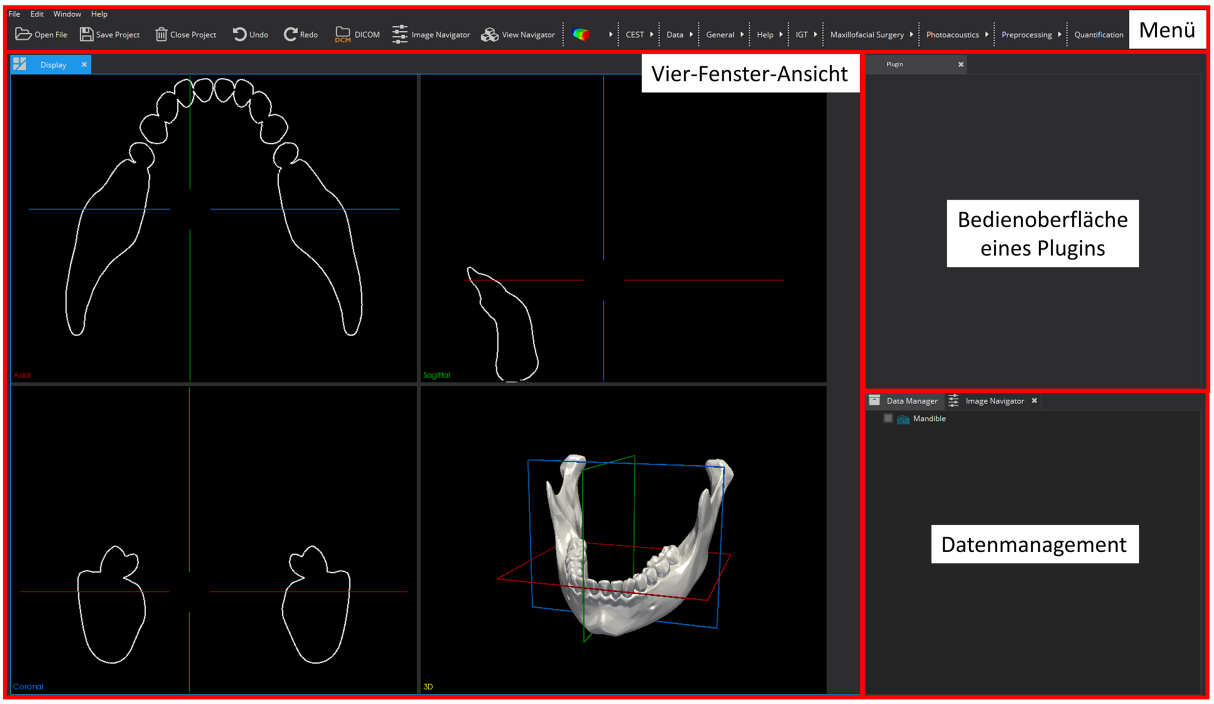


Abbildung 10: MITK Workbench. Die Applikationsoberfläche unterteilt sich in die Bereiche: Menü, Vier-Fenster-Ansicht, Datenmanagement und Plugins. Im *DataStorage* befindet sich ein Oberflächenmodell eines Unterkiefers, welches in der Vier-Fenster-Ansicht sowohl dreidimensional (rechts unten) als auch in 2D-Schichtbildprojektionen dargestellt wird. Quelle: Eigene Darstellung

Von Haus aus bietet die MITK Workbench eine Vier-Fenster-Ansicht für die Visualisierung von Datenobjekten in verschiedenen 2D-Projektionen (Axial, Sagittal und Coronal) sowie ein 3D-Fenster (Abbildung 10). Bei den Datenobjekten wird unterschieden zwischen:

- **Image**: Datencontainer für DICOM-Bilddaten wie CT-Aufnahmen,
- **Surface**: Triangulierte 3D-Oberflächenmodelle für die Repräsentation von bspw. segmentierten knöchernen Strukturen oder Organaußenseiten,
- **PointSet**: Sammlung von Punkten im 3D-Raum.

Modularisierung

Für die Wiederverwendbarkeit und flexible Erweiterbarkeit bestehender Funktionalitäten stellt das MITK verschiedene Modularisierungsebenen bereit (Nolden et al. 2013). Gemäß dem Model-View-Controller-Architekturmuster setzt sich die Hierarchie aus *Modulen* (vgl. Model - Datenhaltung und Berechnungslogik), *Views* (vgl. View - Benutzerschnittstelle) und *Plugins* (vgl. Controller - Steuerung und Verwaltung der Views und Module) zusammen. Als zentrale Konzepte der Modularisierung wird deren Bedeutung nachfolgend kompakt dargestellt (German Cancer Research Center 2018c):

- **Modul**: Im Sinne einer losen Kopplung und starken Kohäsion kann ein *Modul* im MITK als Bibliothek angesehen werden, welche Funktionalität für eine bestimmte Fragestellung/Aufgabe bereitstellt. Ein *Modul* ist i.d.R. unabhängig von der Bedienoberfläche und wird über ein *Plugin* oder auf Grund von Modulabhängigkeiten von einem weiteren *Modul* angesprochen.
- **View**: Eine *View* stellt die Benutzungsschnittstelle bereit und ist immer Teil eines *Plugins*. Sie umfasst Code für die Bedieninteraktion, jedoch keine tiefergehende Berechnungslogik.
- **Plugin**: *Plugins* stellen serviceorientierte Anwendungsbausteine da, welche flexibel an- und ausgeschaltet werden können. Ein *Plugin* stellt i.d.R. eine Lösung für ein bestimmtes Problem dar und steuert die Bedieninteraktion mit dem System sowie die verschiedenen Modulaufrufe. Der Umfang eines *Plugins* kann von einfachen Bildstatistiken bis hin zu komplexen Lösungen für bspw. die virtuelle OP-Planung einer Unterkieferrekonstruktionen reichen.

Datenmanagement

Für das Datenmanagement beschreibt das MITK das Konzept des *DataStorage*. Jedes Datenobjekt wird hierbei als sog. *DataNode* im *DataStorage* abgelegt (Abbildung 10). Für die Visualisierung der Datenobjekte ist ein Anzeigefenster immer mit einem *DataStorage* verknüpft und zeigt alle sich darin befindlichen Objekte an. Standardmäßig stellt das MITK einen globalen *DataStorage* für die Vier-Fenster-Ansicht der MITK Workbench bereit. Zusätzlich können weitere lokale *DataStorages* angelegt werden (German Cancer Research Center 2018a; Nolden et al. 2013). So lassen sich Datenobjekte in getrennten Weltkoordinatensystemen verwalten. In der vorliegenden Arbeit findet dieses Konzept für eine adaptierte Visualisierung in Abschnitt 3.2 und Abschnitt 3.3 Anwendung.

Interaktionskonzepte

Für die Interaktion mit einem Datenobjekt (bspw. Bewegen einer Ebene oder Hinzufügen von Punkten) bietet das MITK ein Konzept auf Basis von endlichen Automaten (engl. State Machines). Damit lassen sich Interaktionsabläufe unabhängig von der Algorithmik konfigurieren. Ein endlicher Automat setzt sich aus Zuständen und Übergängen zwischen den Zuständen zusammen. Um den aktiven Zustand zu wechseln, ist eine Interaktion (bspw. Mausklick oder Tastenkombination) notwendig, welche wiederum verschiedene Aktionen *triggern* kann (Abbildung 11) (German Cancer Research Center 2018b).

Auf algorithmischer Seite stellt das MITK das Konzept der Dateninteraktoren (*DataInteractor*) bereit. Ein Dateninteraktor ist immer mit einem *DataNode* verknüpft, welcher manipuliert werden soll. Zudem lassen sich verschiedene State Machines auf einen Dateninteraktor anwenden. So können unterschiedliche Interaktionsmuster einfach konfiguriert und mit ein und derselben Algorithmik verarbeitet werden. Wird nun eine Aktion in der State Machine *getriggert*, wird diese an den Dateninteraktor weitergereicht (Abbildung 11). Der Interaktor überprüft, ob er die Aktion verarbeiten kann und führt ggf. eine direkte Manipulation des verknüpften *DataNodes* durch (German Cancer Research Center 2018b).

Das MITK-Framework bietet standardmäßig eine Reihe von Interaktoren und State Machines, bspw. für das Hinzufügen, Bewegen und Entfernen von Punkten oder für die interaktive Verschiebung und Rotation von Ebenen im Raum, an. In der vorliegenden Arbeit spielen angepasste Versionen der bereitgestellten Dateninteraktoren in Abschnitt 3.2 und Abschnitt 3.3 eine zentrale Rolle.

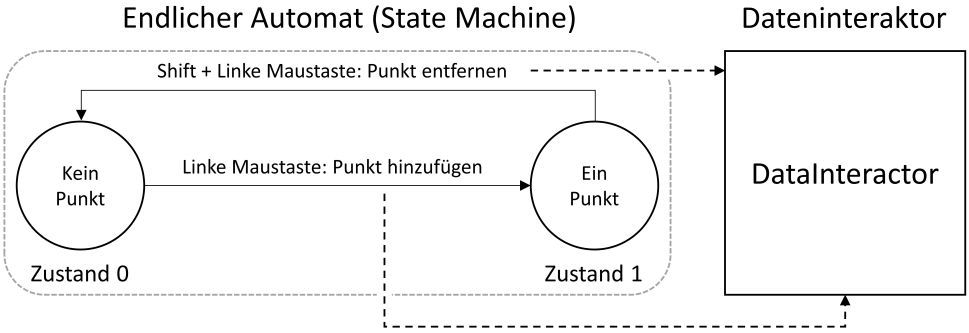


Abbildung 11: MITK-Interaktionskonzept. Beispiel eines konfigurierten endlichen Automaten mit zwei Zuständen (Zustand 1 und 2) für das Hinzufügen (linke Maustaste) und Entfernen (Shift und linke Maustaste) eines Punktes. Bei Auslösung eines Zustandswechsels wird das Event an den Dateninteraktor weitergereicht und algorithmisch verarbeitet. Quelle: Eigene Darstellung

1.3.2 Geometrische Berechnungen

Nachfolgend sind für diese Arbeit relevante Berechnungen von booleschen Operationen und geometrischen Transformationen beschrieben.

1.3.2.1 Boolesche Operationen

Grundlage für die booleschen Operatoren ist die nach George Boole benannte boolesche Algebra. Sie stellt logische Operatoren dar, welche als Ergebnis einen Wahrheitswert (true/false) liefern. In der geometrischen Modellierung dienen sie der Kombination verschiedener Objekte auf Basis der folgenden grundlegenden Operatoren (Abbildung 12) (Nyemba 2023, S. 132-135):

- **Boolesche Vereinigung**: Vereinigung zweier Objekte zu einem Objekt,
- **Boolesche Schnittmenge**: Berechnung der Überlappung zweier Objekte,
- **Boolesche Subtraktion**: Subtraktion zweier Objekte.

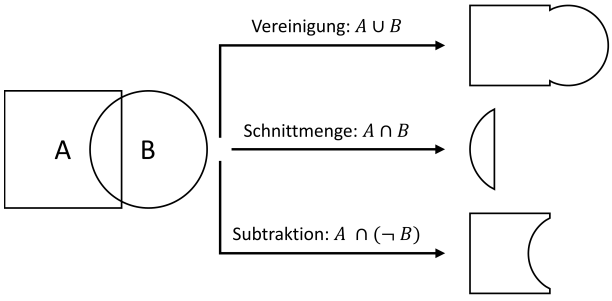


Abbildung 12: Boolesche Operationen. Die drei grundlegenden booleschen Operationen sind die Vereinigung (Disjunktion), die Schnittmenge (Konjunktion) und die Subtraktion (Negation). Für zwei Objekte (A und B) lässt sich somit die Vereinigung als *A ODER B*, die Schnittmenge als *A UND B* sowie die Subtraktion als *A UND NICHT B* beschreiben. Quelle: Eigene Darstellung

In der Literatur ist eine Vielzahl verschiedener Implementierungen für boolesche Operationen beschrieben. Die Methoden konzentrieren sich dabei auf die Verarbeitung von Non-Uniform Rational B-Spline

(NURBS) Oberflächen (Yang und Qian 2009) sowie Polygonnetze (triangulierte Oberflächen) (Martínez et al. 2009; Updegrove et al. 2016; Zhou et al. 2023). Im Bereich der geometrischen Modellierung von 3D-Objekten und dem Computer-Aided Design finden hauptsächlich die polygonnetzbasierten Ansätze Verwendung. In dieser Arbeit kommen boolesche Operationen in Abschnitt 3.4 zum Einsatz.

1.3.2.2 Geometrische Transformationen

Ein zentraler Bestandteil dieser Arbeit ist die Übertragung und Registrierung von anatomischen Strukturen, Objekten und Punkten aus einem Ursprungs- in ein Zielkoordinatensystem. Eine solche Transformation setzt sich aus Rotationen R (Drehungen) und Translationen t (Verschiebungen) zusammen:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + t,\ mit\ R = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 \\ r_4 & r_5 & r_6 \\ r_7 & r_8 & r_9 \end{bmatrix}\ und\ t = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix}$$

Durch Multiplikation einer Rotationsmatrix und nachfolgender Addition eines Translationsvektors kann ein beliebiger Punkt $x := (x, y, z), \in \mathbb{R}^3$ im Raum bewegt werden. Eine Verknüpfung der einzelnen Bewegungsanteile zu einer Gesamttransformation lässt sich unter Berücksichtigung der Assoziativität der Matrixmultiplikation erreichen. Anhand einer Homogenisierung lassen sich die Rotations- und Translationsbewegungen somit in einer 4x4-Transformationsmatrix zusammenfassen. Im Folgenden werden geometrische Transformationen über $T_{Ziel}^{Urspung}$ beschrieben, wobei der obere Parameter das Ursprungs- und der untere Parameter das Zielkoordinatensystem darstellt.

1.3.3 Registrierungsverfahren und Fehlermaße

Die Registrierung hat zum Ziel, eine Transformation für die bestmögliche Überlagerung von zwei Bildern (auch Szenen genannt) in einem gemeinsamen Koordinatensystem zu finden (Zitová und Flusser 2003). Die Bilddaten können bspw. zu unterschiedlichen Zeitpunkten, von verschiedenen Modalitäten oder aus unterschiedlichen Blickwinkeln aufgenommen sein. In der vorliegenden Arbeit werden geometrische 3D-Objekte zu unterschiedlichen prä- und postoperativen Zeitpunkten registriert (Kapitel 2).

Abhängig von der Fragestellung lassen sich Registrierungsverfahren allgemein in rigide und nicht rigide Transformationen unterteilen (Gu et al. 2014). Bei einer rigiden Transformation werden jegliche räumlichen Abstände zwischen Bildpunkten in einer Szene beibehalten (Monji-Azad et al. 2023). Sie setzen sich somit i.d.R. aus Rotationen und Translationen zusammen. Eine nicht rigide Transformation hingegen beschreibt eine Veränderung der Objektstruktur (veränderte Größe und Form) (Hill et al. 2001; Zitová und Flusser 2003). Ausgehend von Punktkorrespondenzen wird anhand eines Deformationsmodells eine elastische Registrierung zwischen beiden Szenen berechnet.

Nachfolgend werden für diese Arbeit relevante Registrierungsverfahren zur Überlagerung zweier Objekte sowie Fehlermaße für die Quantifizierung der Registrierungsgenauigkeit grundlegend erläutert.

1.3.3.1 Landmarkenbasierte Registrierung

Eine landmarkenbasierte Registrierung verfolgt die rigide Überlagerung zweier Szenen (Quellbild A und Referenzbild B) anhand korrespondierender Bildpunkte. Bei der Definition geeigneter Punktepaare wird üblicherweise auf markante anatomische oder künstliche Landmarken zurückgegriffen (Hill et al. 2001). Nach Horn werden für die Berechnung einer eindeutigen Registrierung des Quellbildes mit der Referenz

in allen sechs Freiheitsgraden (engl. Degrees of Freedom (DoF)) des 3D-Raums mindestens drei korrespondierende Landmarkenpaare benötigt (Horn 1987).

Das zugrundeliegende Registrierungsproblem kann als die Suche nach der rigiden Transformation angesehen werden, welche die bekannten Landmarkenpaare bestmöglich überlagert. Dabei wird eine Minimierung des durchschnittlichen quadratischen euklidischen Abstands zwischen den Positionen der transformierten Landmarken im Quellbild A und den korrespondierenden Landmarken im Referenzbild B verfolgt (Handels 2009, S. 74-75; Horn 1987):

$$\sum_{i=1}^{n}(t(L_i^A) - L_i^B)^2 \stackrel{!}{=} min,\ mit:$$

n: Anzahl Landmarken
t: rigide Transformation
L: Landmarke
A: Quellbild
B: Referenzbild

Eine mögliche mathematische Lösung des oben beschriebenen Optimierungsproblems stellt die gaußsche Methode der kleinsten Quadrate (engl. sum of squared differences) dar (Handels 2009, S. 74-75).

1.3.3.2 Oberflächenbasierte Registrierung

Die eindeutige und reproduzierbare Positionierung von Registrierungslandmarken ist, abhängig von der zugrundeliegenden Fragestellung, in einigen Szenarien nur schwer bis nicht bestimmbar (de Boutray et al. 2022; Herline et al. 2000; Thiem et al. 2022). Alternativ bieten sich oberflächenbasierte Registrierungsverfahren für die Überlagerung zweier Punktwolken (Oberflächen im Raum) an. Das können bspw. eine abgetastete Punktwolke nach Oberflächenscan oder triangulierte Oberflächenmodelle eines Knochens/Organs auf Basis segmentierter Volumenbilddaten sein.

Ein bekannter Vertreter der oberflächenbasierten Verfahren ist der Iterative Closest Point (ICP) Algorithmus (Besl und McKay 1992; Zhang 1994). Der Hauptunterschied zu landmarkenbasierten Verfahren besteht darin, dass die Punktkorrespondenzen zwischen beiden Szenen nicht vorab bekannt sind, sondern iterativ bestimmt werden. Ausgehend von einer initialen Grobüberlagerung (bspw. anhand der Hauptkomponenten einer Punktewolke) werden näherungsweise zwei Punktwolken A und B mittels Rotationen und Translationen überlagert. Der ICP-Algorithmus sucht hierbei die optimale Transformation, welche die quadratischen Abstände zwischen den ermittelten Punktpaaren in beiden Punktwolken minimiert:

$$T(R,t) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\|R \times a_i + t - b_i\|^2,\ mit:$$

T: Gesuchte Transformation
R: Rotation
t: Translation
N: Anzahl Punktkorrespondenzen zwischen Punktwolke A und B
a_i: Punkt in Punktwolke A
b_i: Punkt in Punktwolke B

Das Ergebnis ist eine rigide Transformation für die Überlagerung von A (source) mit B (target).

Der Ablauf des ICP-Algorithmus spielt eine zentrale Rolle für die in dieser Arbeit entstehende automa-

tisierte OP-Planung und wird in Abschnitt 3.2 aufgegriffen. Das iterative Vorgehen bei der Berechnung lässt sich grob in drei Schritte unterteilen (Besl und McKay 1992; Hill et al. 2001; Zhang 1994):

- **Berechnung Punktepaare**: Für jeden Punkt in Punktwolke A wird der Punkt mit dem geringsten Abstand in B bestimmt.
- **Optimierung Überlagerung**: Es wird die mittlere rigide Transformation berechnet, welche die ermittelten Punktepaare bestmöglich überlagert. Danach werden die resultierenden Rotationen und Translation auf Punktewolke A angewandt. Anschließende erfolgt die Neuberechnung der Abstände zwischen den Punktepaaren.
- **Überprüfung Stoppkriterien**: Der Algorithmus stoppt, wenn die maximale Anzahl an Iterationen erreicht ist oder der mittlere Abstand der Punktepaare unter einem definierten Schwellwert liegt.

1.3.3.3 Nicht rigide Registrierung

Im Gegensatz zur rigiden Registrierung verfolgen nicht rigide Ansätze die Überlagerung veränderter Objektstrukturen. Eine solche elastische Registrierung kann von Interesse sein, um bspw. Bewegungen zu korrigieren oder deformierte Organe, Bilder mit geometrischen Verzerrungen sowie Strukturen von unterschiedlichen Patient*innen/Gegenständen zu überlagern (Gu et al. 2014; Hill et al. 2001).

Das Vorgehen ist i.d.R. zweistufig gestaltet und sieht eine rigide Initialregistrierung beider Szenen als Startpunkt für eine anschließende elastische Feinregistrierung vor (Hill et al. 2001). Bei bekannten Landmarkenkorrespondenzen (auch Kontrollpunkte genannt) stellen splinebasierte Ansätze, wie die Interpolation mit Hilfe von Thin-Plate-Splines (Bookstein 1989) oder B-Splines (Gu et al. 2014; Rueckert et al. 1999), häufig verwendete Konzepte dar. Ziel dieser Methoden ist die Bestimmung einer deformierbaren Gesamtbewegung eines Bildes oder geometrischen Struktur, basierend auf wenigen Kontrollpunkten. Ausgehend von den feststehenden Kontrollpunkten wird ein Deformationsmodell (bspw. Thin-Plate-Splines oder B-Splines) berechnet, welches ein dichtes Verschiebungsvektorfeld interpoliert, um darüber alle Zwischenpositionen eines Bildes oder einer Geometrie zu verschieben.

In der vorliegenden Arbeit werden elastische Registrierungsverfahren in Form einer Thin-Plate-Spline-Transformation, basierend auf der Arbeit von Davis et al. (Davis et al. 1997), verwendet. Sie finden Anwendung bei der virtuellen OP-Planung einer Unterkieferrekonstruktion (Abschnitt 3.2).

1.3.3.4 Fehlermaße

Das Ergebnis einer Registrierung ist nie perfekt und mit einem gewissen Fehler behaftet. Um die zu erwartende Genauigkeit der darauf aufbauenden Berechnungen einschätzen zu können, ist es von zentraler Bedeutung den Registrierungsfehler und somit die Güte einer Überlagerung zuverlässig zu quantifizieren. Ein häufig angegebenes Fehlermaß bei der landmarkenbasierten Registrierung ist der Fiducial Registration Error (FRE) nach folgender Formel (Fitzpatrick et al. 1998):

$$FRE^2 = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} |R \times x_i + t - y_i|^2, \; mit:$$

N: Anzahl Registrierungslandmarken
R: Rotation aus der Registrierung
t: Translation aus der Registrierung
x_i: Landmarken in Koordinatensystem A
y_i: Landmarken in Koordinatensystem B

Der FRE korrespondiert mit dem Abstand der transformierten Landmarken eines Koordinatensystems A zu den Landmarken eines Koordinatensystems B. Es wird von einem minimalen Fehler ausgegangen, wenn der mittlere Abstand zwischen den Landmarken minimal ist. Somit entspricht der FRE dem Root Mean Square Error (RMSE) (Fitzpatrick et al. 1998; West et al. 2001):

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M}(\widehat{y}_i - y_i)^2},\ mit:$$

M: Anzahl Landmarken
$\widehat{y}_i$: Transformierte Landmarken in Koordinatensystem A
y_i: Landmarken in Koordinatensystem B

Für die Einschätzung der Güte einer Registrierung stellt der FRE allerdings kein ausreichendes Fehlermaß dar (Fitzpatrick et al. 1998; West et al. 2001). So können annähernd lineare und komplanare Anordnungen der Landmarken zu einem sehr niedrigen FRE führen, gleichzeitig aber ein schlechtes Registrierungsergebnis zur Folge haben. Weiter lässt sich anhand des FRE keine valide Aussage über die Genauigkeit in für eine Fragestellung relevanten Bereichen treffen.

Als alternatives Fehlermaß wurde der Target Registration Error (TRE) vorgestellt (Fitzpatrick et al. 1998). Über den TRE kann für einen oder mehrere Zielpunkte (target) die Registrierungsgenauigkeit in relevanten Bereichen ermittelt werden, welche nicht Teil der Registrierungslandmarken sind. Mit der nachfolgenden Formel lässt sich der TRE in Abhängigkeit vom FRE berechnen:

$$TRE^2(r) \approx \frac{FRE^2}{(N-2)}(1 + \frac{1}{3}\sum_{k=1}^{3}\frac{d_k^2}{f_k^2}),\ mit:$$

r: Target (Zielpunkt)
N: Anzahl Landmarken
d: Abstand zwischen dem Target r und der Hauptachse k
f: Mittlerer Abstand zwischen den Landmarken und der Hauptachse k

1.3.4 3D-Druck- und 3D-Scantechnologien

Nachfolgend werden die Grundprinzipien der 3D-Druck- und 3D-Scantechnologien eingeführt, welche in dieser Arbeit verwendet werden.

1.3.4.1 3D-Drucktechnologien

Die additive Fertigung (3D-Druck) beschreibt eine Reihe von Verfahren, welche durch schichtweises Auftragen von Materialien die Erstellung von computergefertigten 3D-Objekten ermöglichen. Die ersten Forschungsbestrebungen und Patente reichen bis in die späten 1970er und 1980er Jahre zurück (Vaz und Kumar 2021). Heutzutage findet sich in der Medizin eine bunte Palette an Verfahren und Anwendungsmöglichkeiten. Mit der Möglichkeit komplexe Formen mit unterschiedlichen Materialien individuell und vergleichsweise schnell und kostengünstig anzufertigen, stellt der 3D-Druck ein in vielen Bereich bereits etabliertes Werkzeug mit enormem Potential für die personalisierte Medizin dar (Aimar et al. 2019).

In der MKG und Zahnmedizin reichen die Anwendungsgebiete unter anderem von der additiven Fertigung von Zahnprothesen, Kronen und Brücken, PSIs und chirurgischen Instrumenten (wie Sägeschablonen), über Modelle für die Lehre und OP-Planung, bis hin zur Entwicklung von Hart- und Weichgeweben. Je

nach Fragestellung stehen unterschiedliche 3D-Drucktechnologien und Materialien (i.d.R. Kunststoffe, metallbasierte Materialien und Keramik) zur Verfügung (Ghai et al. 2018; Khorsandi et al. 2021).

Von besonderem Interesse für diese Arbeit ist der 3D-Druck von Kunststoffen mittels Fused Deposition Modeling (FDM) sowie die Stereolitography (SLA) bzw. im Speziellen die Digital Light Projection (DLP).

Fused Deposition Modeling

Das Fused Deposition Modeling (auch Fused Filament Fabrication) stellt ein Verfahren dar, bei welchem schmelzfähige Kunststoffe erhitzt und Schicht für Schicht aufgetragen werden. Dabei wird ein drahtförmiger Kunststoff (Filament) über einen beweglichen Extruder durch eine erhitzte Düse geführt und geschmolzen. Der verflüssigte Kunststoff lässt sich darüber schrittweise auf einer absenkbaren Bauplattform bzw. auf der vorherigen Modellschicht des Werkstücks aufbauen (Khorsandi et al. 2021).

Stereolitygraphy/Digital Light Projection

Bei der Stereolithography und Digital Light Projection wird ein ultraviolett (UV) härtender Kunststoff (Kunstharz) schichtweise über eine Lichtquelle/Laser ausgehärtet. Die ganze Prozedur findet in einem Flüssigkeitsbad aus Harzmonomeren statt. Nach Auftragen einer Schicht über die Lichtquelle wird das Werkstück um die Schichtdicke des 3D-Drucks im Bad abgesenkt/angehoben, bis es von der Harzflüssigkeit komplett überzogen ist. Im Folgenden wird das Modell Schicht für Schicht über Polymerisieren eines Kunststoffs mit Hilfe der Lichtquelle aufgebaut. Der Hauptunterschied zwischen SLA und DLP liegt in der verwendeten Lichtquelle. Während bei der SLA ein Laserstrahl gezielt über das Modell bewegt wird, verwendet die DLP einen stationären UV-Licht-Projektor, welcher die komplette Schicht eines Modells gleichzeitig beleuchtet und aushärtet (Khorsandi et al. 2021).

1.3.4.2 3D-Scantechnologien

Bildgebende Modalitäten sind in der Medizin weitverbreitet. Transmissionsscanner, wie das Röntgen, CT oder Magnetresonanztomographie (MRT) ermöglichen die Informationsgewinnung über und Darstellung von inneren Organen. Demgegenüber steht eine Gruppe von 3D-Oberflächenscannern, welche die direkte Abtastung und Darstellung der Objektaußenflächen verfolgt. Prominente Vertreter dieser Gruppe sind bspw. Intraoralscanner für die Erfassung der dentalen Okklusion in der orthognathen Chirurgie (Ho et al. 2019), Hand-Held-Scanner für die präzise Abtastung knöcherner Strukturen (Probst et al. 2022) oder automatische intraoperative Gewebeklassifikation anhand der akquirierten Oberflächen (Chan et al. 2020) sowie Time-of-Flight (ToF) Kameras in der Radiotherapie (Placht et al. 2012).

Nach Verykokou und Ioannidis lassen sich die 3D-Oberflächenscanner in vier grundlegende Kategorien unterteilen (Verykokou und Ioannidis 2023): (1) *Triangulation-Scanner*, (2) *ToF-Scanner*, (3) *Phase-Shift-Scanner* und (4) *Structured-Light-Scanner (Streifenprojektion)*. Für die vorliegende Arbeit ist das Verfahren der Streifenprojektion von Bedeutung, welches nachfolgend grundlegend erläutert wird.

Bei der Streifenprojektion wird ein, dem Scanner bekanntes Muster an strukturiertem Licht (Streifen), auf ein Objekt projiziert. Das Streifenmuster besteht aus dicht zueinander angeordneten parallelen und senkrechten Linien. Trifft dieses Linienmuster auf eine gewölbte Objektoberfläche konvergieren und divergieren die Linien. Diese Deformationen werden von der Kamera (oder den Kameras) eines Structured-Light-Scanners erfasst und daraus die exakten Positionen der detektierten Oberflächenpunkte im 3D-Raum berechnet. Aus der aufgenommenen Punktwolke lässt sich abschließend eine triangulierte 3D-Oberfläche für das betrachtete Objekt berechnen (He et al. 2022; Verykokou und Ioannidis 2023).

1.4 Zielsetzung

Das übergeordnete Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Konzeption und Realisierung von einem System für die **comp**uter**ass**istierte Unterkiefer**reko**nstruktion mit autologen Transplantaten (Reko-Compass). Dabei soll der gesamte Prozess unterstützt werden. Zunächst soll präoperativ die OP mit der Tumorresektion und automatisierten sowie wissensbasierten Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen geplant werden. Anschließend wird die OP vorbereitet, indem patientenindividuelle Platten gefertigt und Knochensägeschablonen generiert werden. Darüber hinaus wird die Integration einer Navigationskomponente für die intraoperative Assistenz bei komplexen Fällen mit Wiederherstellung des Kiefergelenks angestrebt. Daraus ergeben sich folgende Ziele:

1. Anforderungsanalyse und Konzeption eines Softwaresystems für die computerassistierte Unterkieferrekonstruktion.
Zu Beginn werden Schwachstellen bestehender Ansätze analysiert und Anforderungen an Reko-Compass abgeleitet. Aus diesen wird ein Konzept für die computerassistierte Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten entwickelt, dass Anwendungsbausteine für die wissensbasierte OP-Planung, die Vorbereitung von Rekonstruktionsplatten und Knochensägeschablonen gemäß dieser OP-Planung sowie für die intraoperative Assistenz umfasst.

2. Akquise und Modellierung von chirurgischem Wissen.
Für die wissensbasierte OP-Planung wird das relevante chirurgische Wissen über Rekonstruktionen des Unterkiefers in Zusammenarbeit mit Chirurg*innen der MKG am UKHD akquiriert. Für die automatisierte Verarbeitung durch Planungsalgorithmen wird das erhobene Wissen strukturiert aufbereitet und über eine Ontologie maschinenlesbar modelliert.

3. Entwicklung eines wissensbasierten OP-Planungssystems.
Es wird ein OP-Planungssystem konzipiert und entwickelt, dass anhand des modellierten Wissens, die Tumorresektionsplanung unterstützt und automatisiert Rekonstruktionsvorschläge mit autologen Fibulatransplantaten berechnet. Die Vorschläge sollen von den planenden Chirurg*innen verglichen und ggf. interaktiv nachjustiert werden können.

4. Lösungsansätze für die klinikinterne Vorbereitung von Osteosyntheseplatten und Knochensägeschablonen.
Für die klinikinterne Vorbereitung der OP gemäß der wissensbasierten OP-Planung wird untersucht, wie möglichst effizient eine passgenaue Osteosyntheseplatte am *Point-of-Care* vorbereitet/gefertigt werden kann. Damit die Planung möglichst exakt intraoperativ umgesetzt werden kann, werden zudem geeignete Sägeschablonen entworfen und Lösungsansätze für die automatisierte Generierung entwickelt.

5. Erprobung des Systems.
In einer Erprobung an retrospektiven klinischen Fällen wird die Eignung der einzelnen Systembausteine geprüft sowie die Umsetzungsgenauigkeit an 3D-gedruckten Knochenmodellen untersucht.

Aufbau der Arbeit

Gemäß den Zielen gliedert sich die vorliegende Arbeit wie folgt:

Kapitel 2 beginnt mit der Ausarbeitung von Anforderungen an das zu entwickelnde System (Abschnitt 2.1). Zunächst wird ein Überblick über das etablierte Vorgehen und Ansätze aus der Wissenschaft zur computerassistierten OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen gegeben. Darauf aufbau-

end erfolgt eine Schwachstellenanalyse der bestehenden Ansätze. Im Weiteren werden daraus Anforderungen für das hier zu entwickelte System abgeleitet und innovative Aspekte dieser Arbeit hervorgehoben.

Nach Definition der Anforderungen wird die Architektur eines Systems für die computerassistierte Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten erarbeitet (Abschnitt 2.2). Dabei wird insbesondere ein Überblick über das methodische Vorgehen in dieser Arbeit und die zur Anwendung kommenden Werkzeuge bei der Entwicklung des Systems gemäß der Architektur gegeben.

Abschließend wird in Abschnitt 2.3 ein mehrstufiges Evaluationskonzept erarbeitet und Fragestellungen für die Erprobung des Systems definiert. Die Evaluationsmethoden sehen dabei eine Unterteilung in vorrangig technische Voruntersuchungen und möglichst realitätsnahe Erprobungen an Knochenmodellen vor.

Im dritten Kapitel werden die Ergebnisse dieser Arbeit vorgestellt. Das Kapitel untergliedert sich in fünf Abschnitte. In Abschnitt 3.1 wird die Akquise von chirurgischem Wissen über die Wiederherstellung des Unterkiefers mit Fibulatransplantaten erläutert. Darauf aufbauend werden zentrale Konzepte für die standardisierte Rekonstruktionsplanung in dieser Arbeit entworfen. Anschließend erfolgt die Modellierung einer Ontologie für die strukturierte und maschinenlesbare Repräsentation des Wissens.

Aufbauend auf dem resultierenden chirurgischen Wissen aus Abschnitt 3.1 werden in Abschnitt 3.2 die Konzeptions- und Entwicklungsergebnisse eines OP-Planungssystem für die Tumorresektionsplanung und automatisierte sowie wissensbasierte Rekonstruktionsberechnung beschrieben. Dieser Systembaustein bildet das Herzstück der in im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Lösungen. Neben neuartigen Ansätzen für die dynamische Wissensinterpretation werden Referenzmodelle für die angestrebte (wiederherzustellende) Unterkieferform erarbeitet.

In Abschnitt 3.3 werden Konzepte und Realisierungen für die klinikinterne Vorbereitung der OP vorgestellt. Insbesondere die Verwendung von manuell formbaren Standardplatten stehen im Fokus der Betrachtungen. Die entstehenden Lösungen werden zudem für die postoperative Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit einer Unterkieferrekonstruktion aufgegriffen, welche während der Systemerprobung (Abschnitt 3.5) ihre Anwendung finden.

Ebenfalls zur Vorbereitung der OP werden Knochensägeschablonen erstellt. Abschnitt 3.4 beschäftigt sich mit Lösungen für die automatisierte Generierung von Sägeschablonen zur präzisen intraoperativen Umsetzung einer Rekonstruktion gemäß der virtuellen OP-Planung (Abschnitt 3.2) und den vorbereiteten Osteosyntheseplatten (Abschnitt 3.3).

Die Erprobung des computerassistierten Systems für die Unterkieferrekonstruktion in Abschnitt 3.5 rundet das Kapitel 3 ab. Beginnend mit Voruntersuchungen werden zentrale Aspekte der entwickelten virtuellen OP-Planung betrachtet. Danach erfolgt eine umfassende Erprobung des Systems, von der OP-Planung bis zur Umsetzung, an retrospektiven klinischen Fällen und 3D-gedruckten Knochenmodellen.

In Kapitel 4 werden die entstandenen Lösungsansätze und Ergebnisse dieser Arbeit diskutiert. Die Entwicklungen werden vergleichbaren Ansätzen gegenübergestellt und das methodische Vorgehen zur Systemerarbeitung sowie -erprobung wird reflektiert. Ein Ausblick auf vielversprechende Weiterentwicklungen schließt das Kapitel ab.

2 Material und Methoden

Dieses Kapitel gibt einen Überblick über die Methoden und Werkzeuge, die zur Erreichung der Ziele dieser Arbeit (Abschnitt 1.4) benötigt werden. Zunächst werden Systemanforderungen an das zu entwickelnde System erarbeitet (Abschnitt 2.1). Darauf aufbauend wird in Abschnitt 2.2 ein System für die **comp**uter**ass**istierte Unterkiefer**reko**nstruktion mit autologen Transplantaten (Reko-Compass) konzipiert. Insbesondere werden das Vorgehen zur Erarbeitung der einzelnen Systembausteine und verwendete Entwicklungswerkzeuge beschrieben. Für die Erprobung des Systems folgt in Abschnitt 2.3 die Erarbeitung eines Evaluationskonzepts. Dabei werden Fragestellungen definiert und das Vorgehen zur Untersuchung und Beantwortung der Fragen vorgestellt.

2.1 Anforderungsanalyse

Wie in Abschnitt 1.2.5 motiviert, stellen computerassistierte Ansätze das Verfahren der Wahl bei der OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen mit autologen Transplantaten dar. In diesem Abschnitt sollen die etablierten Vorgehensweisen und Forschungsbestrebungen tiefergehend beleuchtet und darauf aufbauend Anforderungen an das zu erarbeitende System dieser Arbeit definiert werden.

Um den Stand von Industrie und Wissenschaft zu überblicken, wird die Literatur systematisch nach Ansätzen der computerassistierten Planung von Ober- und Unterkieferrekonstruktionen mit autologen Transplantaten durchsucht. Die gewählte Methodik orientiert sich am PRISMA-Statement (Moher et al. 2009). Das originäre Ziel ist die Identifikation von aktuellen Forschungsbestrebungen in diesem Bereich. Gleichzeitig sollen etablierte computerassistierte Vorgehensweisen für die kommerzielle OP-Planung und Vorbereitung einer OP erfasst werden.

Gemäß der Fragestellung werden Ein-/Ausschlusskriterien definiert, um methodische (algorithmische) Ansätze aus der Wissenschaft für die OP-Planung und Vorbereitung systematisch zu identifizieren (Gruppe 1). Artikel, welche die angewandte OP-Planungsalgorithmik nicht im Detail beschreiben oder sich mit kommerziellen OP-Planungssystemen bzw. Dienstleistungen befassen, werden in einer gesonderten Gruppe „Kommerzielle Systeme“ (Gruppe 2) gesammelt. Für die Datenerhebung werden drei Literaturdatenbanken systematisch abgefragt: Die medizinisch orientierte *MEDLINE* (via PubMed), die technisch orientierte *IEEE Xplore* und das breit aufgestellte *Web of Science*. Die Suchstrategien mit den Suchtermen sowie die Ein-/Ausschlusskriterien finden sich in Anhang A.1.

Nach Entfernung der Duplikate wurden 1.502 Beiträge identifiziert. Nach Sichtung der Abstracts und Volltexte anhand der Ein-/Ausschlusskriterien umfasste die Gruppe 1 der *Forschungsbestrebungen* 16 Artikel. In Gruppe 2 finden sich 270 Artikel. Das Screening der Artikel wurde zu gleichen Teilen vom Autor dieser Arbeit und Lea Kraut (Studierende der Medizinischen Informatik) durchgeführt. Die Literatur wurde während Erarbeitung der vorliegenden Arbeit kontinuierlich verfolgt und relevante Artikel erfasst.

Anhand der identifizierten Artikel werden im Folgenden die etablierten kommerziellen Verfahrensweisen sowie wissenschaftlichen Bestrebungen zur computerassistierten OP-Planung und Vorbereitung einer OP

beschrieben (Abschnitt 2.1.1). Die Ansätze werden analysiert und mögliche Schwachstellen herausgearbeitet (Abschnitt 2.1.2). Der Stand von Industrie und Wissenschaft sowie die gefundenen Schwachstellen werden danach mit zwei erfahrenen Chirurg*innen der MKG besprochen. Daraus werden in Abschnitt 2.1.3 Anforderungen an das zu erarbeitende System abgeleitet und abschließend der Innovationscharakter der vorliegenden Arbeit geprüft (Abschnitt 2.1.4).

2.1.1 Etabliertes Vorgehen und Ansätze aus der Wissenschaft

Neben kommerziellen Planungen sind in der Literatur eine Reihe von klinikinternen Verfahren mit (zumeist Open-Source-) CAD/CAM-Systemen oder dedizierten wissenschaftlichen Systemen für die virtuelle OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen beschrieben. Im Folgenden wird der Stand von Industrie und Wissenschaft für die verschiedenen Herangehensweisen dargestellt. Die Betrachtungen untergliedern sich in kommerzielle Lösungen (Abschnitt 2.1.1.1) und klinikinterne Lösungen (Abschnitt 2.1.1.2).

2.1.1.1 Dienstleistungen und kommerzielle OP-Planungen

Kommerzielle Dienstleistungen für computerassistierte OP-Planungs- und Fertigungsprozesse definieren das Standardvorgehen in der rekonstruierenden MKG (Cornelius et al. 2015; Foley et al. 2013; Hanken et al. 2015; Levine et al. 2013; Mascha et al. 2017; Seier et al. 2020; Succo et al. 2015; Zavattero et al. 2021). Die wichtigsten Vertreter aus der Industrie sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Hersteller und Dienstleister für die virtuelle OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen.

Hersteller/Dienstleister	Dienstleistungen & Softwarelösungen
Materialise NV, Leuven, Belgien (Materialise 2024) **&** **DePuy Synthes,** **Unternehmen von Johnson & Johnsen Corporation,** **New Brunswick, USA**	Mimics & ProPlan CMF™ 3-matic Medical
KLS Martin SE & Co. KG, **Tuttlingen, Deutschland** (KLS Martin Group 2024b)	IPS Implants® Mandible Reconstruction, IPS Gate®
Stryker Corporation, Kalamazoo, USA (Stryker 2024) **&** **3D Systems Inc, Rock Hill, USA**	VSP® Reconstruction
Medartis AG, Basel, Schweiz (Medartis 2023)	CMX MODUS® 2 Mandible

Nach Yang et al. kann eine Unterscheidung in *Ingenieur-dominierte* und *Chirurgen-dominierte* Ansätze vorgenommen werden (Yang et al. 2020). *Ingenieur-dominierte* Ansätze finden hierbei in der klinischen Routine am häufigsten Anwendung, so auch in der MKG des UKHD. Dabei werden klinikintern 3D-Volumenbildgebungen, i.d.R. CT und CT-Angiographie, der Empfänger- und Spenderregion durchgeführt und an einen Dienstleister übermittelt. Als Vorbereitung auf die virtuelle OP-Planung erfolgt durch das Medizintechnikunternehmen, mit wenigen Tagen Vorlauf, die Segmentierung und Triangulation knöcherner Oberflächenmodelle (Cornelius et al. 2015; Foley et al. 2013; Seier et al. 2020).

In einer oder mehreren Telekonferenzen zwischen dem ärztlichen Personal und Medizingenieur*innen auf Seiten des Industriepartners wird in einem interaktiven Prozess die Tumorresektion, Form und Lage des Transplantats für die Wiederherstellung des Unterkiefers sowie die Entnahme der einzelnen Transplantatsegmente aus der Spenderregion virtuell geplant. Unter Anleitung der Chirurg*innen bedienen die spezialisierten Ingenieur*innen die Planungssoftware durch direkte Manipulation der Objekte in der Planungsszene. Nach dem gleichen kooperativen Prinzip wird, üblicherweise im Anschluss an die virtuelle

OP-Planung, ein passgenaues PSI und geeignete Knochensägeschablonen entworfen und von Seiten des Dienstleisters additiv gefertigt (Cornelius et al. 2015; Foley et al. 2013; Hanken et al. 2015; Levine et al. 2013; Mascha et al. 2017; Seier et al. 2020; Succo et al. 2015; Zavattero et al. 2021).

Demgegenüber stehen die deutlich weniger verbreiteten *Chirurgen-dominierten* Ansätze, bei denen die virtuelle OP-Planung und Vorbereitung vom klinischen Personal mit Hilfe kommerzieller Softwarelösungen durchgeführt wird (Dahake et al. 2020; Liu et al. 2014). Entworfene PSIs lassen sich anschließend von externen Druckdienstleistern additiv fertigen (Yang et al. 2020) oder alternativ ein hybrides Plattenkonzept mit manueller Anformung einer Standardplatte verfolgen (Goormans et al. 2019; Ren et al. 2018; Sieira Gil et al. 2015). Yang et al. beschreiben ein Vorgehen, bei welchem die virtuelle OP-Planung zunächst klinikintern durchgeführt und das entworfene PSI zur Optimierung der mechanischen Qualität und additiven Fertigung an einen externen Medizintechnikpartner übergeben wird (Yang et al. 2020).

Levine et al., Schepers et al. und Seier et al. erläutern die zeitgleiche Planung von (Zahn-) Prothesen für die vollständige kaufunktionale Rehabilitation (Levine et al. 2013; Schepers et al. 2016; Seier et al. 2020). Dabei werden die Zahnimplantate virtuell in Relation zum Oberkiefer gesetzt und eine optimale Zahnverschlüsselung sichergestellt (Rana et al. 2017). Die Lage des Transplantats zur knöchernen Rekonstruktion orientiert sich folglich maßgeblich an der geplanten Zahnprothetik, um eine ausreichende Knochenbasis für die Verankerung bereitzustellen (im Fachjargon: Backward-Planning) (Levine et al. 2013; Schepers et al. 2016; Seier et al. 2020). Neben den üblichen Sägeschablonen lassen sich weitere Bohrführungen für die Prothesenverankerungen entwerfen (Levine et al. 2013; Seier et al. 2020).

Trotz der weiten Verbreitung kommerzieller Lösungen sehen viele Autoren die Notwendigkeit von Forschungsbestrebungen und hausinternen Lösungen mit dem Ziel eine effizientere, präzisere sowie kostengünstigere virtuelle OP-Planung und Vorbereitung am *Point-of-Care* zu etablieren (Gillingham et al. 2023; Kim et al. 2016; Kraeima et al. 2021; Moe et al. 2021; Nakao et al. 2017; Raith et al. 2018; Yang et al. 2020).

2.1.1.2 Klinikinterne OP-Planung und Vorbereitung

Wie eingangs dargestellt, unterscheiden sich die klinikinternen Lösungen hauptsächlich im Spezialisierungsgrad der verwendeten Software. Dabei kommen zum einen, meist frei erhältliche, CAD/CAM-Lösungen mit einem breiten und universell einsetzbarem Funktionsspektrum zum Einsatz. Zum anderen werden in der Wissenschaft von speziellen Softwarelösungen mit dedizierten Funktionalitäten für die virtuelle OP-Planung von Unterkieferrekonstruktionen berichtet. Die beiden Strömungen werden nachfolgend beleuchtet.

Universelle CAD/CAM-Systeme

Für die klinikinterne virtuelle Planung und Vorbereitung sind eine Reihe von Vorgehensweisen unter Zuhilfenahme von CAD/CAM-Systeme beschrieben (Bao et al. 2017; Dell'Aversana Orabona et al. 2018; Ganry et al. 2017; Liang et al. 2017; Moe et al. 2021; Mottini et al. 2016). Diese Softwarelösungen sind nicht zweckgebunden oder explizit für die rekonstruierende Chirurgie entwickelt und ermöglichen die interaktive Manipulation von 3D-Objekten. Klassische 3D-Design-Funktionalitäten ermöglichen hierbei das freie Positionieren und Schneiden von Objekten.

Ausgangspunkt für die CAD/CAM-basierte OP-Planung sind aus Volumenbilddaten segmentierte und triangulierte 3D-Knochenoberflächen (Bao et al. 2017; Dell'Aversana Orabona et al. 2018; Ganry et al. 2017;

Liang et al. 2017; Moe et al. 2021; Mottini et al. 2016). Die Resektionsplanung am Unterkiefer erfolgt i.d.R. über die Ausrichtung planarer Schnittebenen (Dell'Aversana Orabona et al. 2018; Ganry et al. 2017; Liang et al. 2017). Anschließend lässt sich eine Rekonstruktion über mehrere Transplantatsegmente durch manuelles Positionieren von 3D-Segment-Endpunkten in der Empfängerregion flexibel definieren (Ganry et al. 2017; Liang et al. 2017). Der Spenderknochen kann darüber virtuell eingefügt und unter Berücksichtigung klinischer Voraussetzungen interaktiv bewegt und rotiert werden (Bao et al. 2017; Ganry et al. 2017; Mottini et al. 2016).

Für den Transfer der geplanten Osteotomien in den OP können mit Hilfe der verwendeten CAD/CAM-Systeme zusätzlich individuelle Sägeschablonen entworfen, hausintern additiv gefertigt und für die intraoperative Anwendung sterilisiert werden (Ganry et al. 2017; Mottini et al. 2016). Nach dem Prinzip der hybriden OP-Planung und Vorbereitung (Abschnitt 1.2.5.3) ist zudem die Vorbiegung von Standardplatten an einem 3D-gedruckten Neo-Unterkiefer beschrieben (Bao et al. 2017; Liang et al. 2017; Mottini et al. 2016). Alternativ besteht die Möglichkeit der externen Herstellung eines virtuell entworfenen PSIs durch einen Druckdienstleister (Dell'Aversana Orabona et al. 2018). Die kostenintensive Anschaffung der Infrastruktur für die hausinterne Fertigung von Titanimplantaten ist für eine Klinik i.d.R. nicht rentabel.

Darüber hinaus sind Digitalisierungsprozesse (3D-Scan bzw. Cone Beam CT-Aufnahme) für manuell, am 3D-gedruckten Neo-Unterkiefer, angeformte Standardplatten beschrieben. Nach Digitalisierung lassen sich im Folgenden die Schraubenlöcher der Platte manuell markieren und, vergleichbar zu einer rein virtuellen OP-Planung, geeignete Bohrführungen in den virtuell entworfenen Sägeschablonen integrieren (Bao et al. 2017; Liang et al. 2017). Somit können MDR- und FDA-konforme Plattensysteme in einen virtuellen Planungsprozess integriert werden.

Weiter sind in der Literatur spezielle, individuell gefertigte Instrumente für die intraoperative Stabilisierung (engl. fixation tray) und Formgebungshilfen (engl. shaping guide) für das Transplantat bei Einbringung in die Empfängerregion zu finden (Arce et al. 2018; Bao et al. 2017). Anhand einer alternativen Sägeschablone mit multiplen Schnittkanten lassen sich zudem flexiblere Instrumente für die intraoperative Anpassung des OP-Plans gestalten (Ramella et al. 2017).

Dedizierte Systeme aus der Wissenschaft

Diese Systeme beschäftigen sich vornehmlich mit der Automatisierung, Objektivierung und Verbesserung der Usability für einen optimierten Planungsprozess (Alassaf et al. 2014; Kim et al. 2016; Luu et al. 2018; Nakao et al. 2017; Olsson et al. 2015; Raith et al. 2018). Der Fokus liegt überwiegend auf der virtuellen Resektions- und Rekonstruktionsplanung, welche die Voraussetzung für eine nachfolgende Platten- und Schablonenfertigung bildet. In den meisten publizierten Ansätzen wird eine Zielgeometrie im Bereich des resezierten Unterkieferabschnittes definiert und anschließend das Knochentransplantat näherungsweise angepasst (Alassaf et al. 2014; Luu et al. 2018; Raith et al. 2018).

Die charakteristische Unterkiefer- sowie Transplantatform lassen sich dabei durch Linien/Kurven (bspw. Mittellinien) vereinfacht darstellen. Alassaf et al. beschreiben eine Optimierung, welche die Endpunkte der Transplantatsegmente automatisiert positioniert, indem der euklidische Abstand zwischen den Mittellinien des Transplantats und des Unterkiefers, mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate, minimiert wird (Alassaf et al. 2014). In der Spenderregion wird die beste Entnahmestelle, unter Berücksichtigung der benötigten Segmentlängen und markierten Blutgefäße, über eine Kostenfunktion bewertet (Alassaf

et al. 2014). Kim et al. versuchen ebenfalls eine Mittellinie über die kleinsten Quadrate automatisiert anzunähern (Kim et al. 2016). Ein ähnliches Vorgehen ist die von Luu et al. vorgestellte Rekonstruktion auf Basis des Ramer-Douglas-Peucker-Algorithmus zur Kurvenglättung (Luu et al. 2018). Ziel ist die Vereinfachung einer Kurve aus linearen Segmenten (Resektat), indem Abschnitte zusammengeführt und durch eine vereinfachte Kurve mit weniger Segmenten (Transplantat) dargestellt wird (Luu et al. 2018).

Im Gegensatz zur Mittellinie orientieren sich Raith et al. am Basalrand des Unterkiefers (Raith et al. 2018). Nach manuellem Einzeichnen und unter Berücksichtigung klinischer Vorgaben (bspw. minimale Segmentlänge) werden der Basalrand und die Fibula-Außenseite (Facies lateralis) registriert. In einem „Zufallsprozess“ werden mehrere Rekonstruktionen durch unterschiedliches Positionieren der Segment-Endpunkte entlang des Basalrandes bestimmt. Zur Validierung der verschiedenen Rekonstruktionsergebnisse wird jeweils der euklidische Abstand zwischen Basalrand und Fibula-Außenseite berechnet (Modabber et al. 2019; Raith et al. 2018).

Ein weiteres Verfahren beschäftigt sich mit der Rekonstruktionsberechnung basierend auf formbeschreibenden Untersuchungen. Der Fokus liegt dabei auf der Wiederherstellung der natürlichen Form und Symmetrie des Unterkiefers. In gleichmäßigen Abständen werden die Außenkontur des Unterkiefers (bzw. des gespiegelten Unterkiefers bei der Symmetrie) und des Transplantats verglichen, indem die mittlere euklidische Distanz berechnet und über ein Monte-Carlo-Algorithmus minimiert wird (Nakao et al. 2017). Eine geeignete Positionierung der Segment-Endpunkte kann über Trainingsfälle mit ähnlichen Resektionen und morphologischen Unterkiefermerkmalen automatisiert bestimmt werden (Nakao und Matsuda 2018).

Die Arbeitsgruppe um Olsson et al. beschäftigt sich mit der virtuellen OP-Planung unter Zuhilfenahme haptischer Instrumente, um den Umgang mit realen physischen Modellen zu simulieren (Olsson et al. 2015). In einem interaktiven Prozess lassen sich die Resektion, die Positionierung von Segment-Endpunkten zur Rekonstruktion sowie die Segmententnahme in der Spenderregion über einen haptischen Stift manuell definieren. Ferner können deformierbare Modelle der Blutgefäße und einer Hautinsel interaktiv verformt und so bspw. der potentielle Gefäßanschluss in der Empfängerregion untersucht werden (Olsson et al. 2015). Aufbauend auf derselben haptischen Benutzerschnittstelle betrachten Nysjö et al. die ergänzende Erstellung von einem PSI und von Knochensägeschablonen (Nysjö et al. 2017).

2.1.2 Schwachstellenanalyse

Aufbauend auf dem betrachteten Stand von Industrie und Wissenschaft (Abschnitt 2.1.1) werden nachfolgend die Schwachstellen der kommerziellen und klinikinternen Herangehensweisen analysiert. Die aufgezeigten Schwachstellen werden gemeinsam mit Chirurg*innen der MKG des UKHD betrachtet und mögliche Lösungen in Form von Aspekten für eine optimierte computerassistierte OP-Planung und Vorbereitung der OP vorgeschlagen.

2.1.2.1 Defizite der Dienstleistungen und kommerziellen OP-Planung

Kommerzielle Lösungen für die OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen haben sich in den letzten Jahren in der klinischen Routine etabliert.

Die Schwierigkeiten kommerzieller Planungsdienstleistungen liegen in den wenig effizienten Prozesszyklen (Ganry et al. 2017; Yang et al. 2020). Oftmals sind mehrere Telekonferenzen notwendig, welche bei komplexen Fällen langwierig und schwerfällig werden können. Zudem können sich Kommunikations-

barrieren zwischen den Chirurg*innen und den Ingenieur*innen ergeben, welche Missverständnisse bei der Spezifikation von Planungsparametern zur Folge haben können. Verschiedene Chirurg*innen bevorzugen zudem unterschiedliche Rekonstruktionsvarianten. Ein Vergleich unterschiedlicher Varianten ist mit diesen Ansätzen aus Zeit- und Kostengründen in der Routineversorgung allerdings nicht realisierbar. Das spezifische Domänenwissen fließt zudem bei jeder Planungssitzung erneut von chirurgischer Seite ein. Die OP-Planungsergebnisse sind somit stark vom Erfahrungsschatz der, an der Planung beteiligten, Chirurg*innen abhängig. Schlussendlich ist der gesamte OP-Planungs- und Fertigungsprozess (von der Übermittlung der DICOM-Daten bis zum Erhalt der additiv gefertigten Schablonen und des PSI) enorm zeit- und kostenintensiv. Der finanzielle Aufwand liegt, je nach Fall, zwischen ca. 2.500 € und 8.000 € (Fatima et al. 2019; Succo et al. 2015). Mit einer Vorlaufzeit von drei bis fünf Wochen kommt eine kommerzielle Planungsdienstleistung für Patient*innen mit einer hohen Malignität, welche oftmals eine akut notwendige Sofortrekonstruktion zur Folge hat, nicht in Frage. Hier wäre es erstrebenswert, die OP-Planung in die Hände der Chirurg*innen zu geben, so dass persönliche Erfahrungen besser eingebracht und rekonstruierende Maßnahmen effizienter geplant werden können.

Dem gegenüber stehen die weniger etablierten Ansätze, bei welchen die Chirurg*innen eigenständig kommerzielle OP-Planungssysteme nutzen. Diese stellen einen recht hohen technischen Anspruch an die Bedienfähigkeiten und Qualifikationen des ärztlichen Fachpersonals. Darüber hinaus weisen sie einen geringen Grad an automatisierten Planungsfunktionalitäten auf. Letztendlich kann das eine ineffiziente Planung und ggf. verminderte Qualität der Planungsergebnisse, aufgrund der fehlenden aktiven Unterstützung durch validierte Planungsalgorithmen, zur Folge haben.

Eine weitere Schwachstelle lässt sich in ggf. zusätzlichen externen Abhängigkeiten zu Planungs- und Druckdienstleistern für die Platten- und Schablonenfertigung feststellen. Im Hinblick auf einen durchgängig computerassistierten OP-Planungs- und Fertigungsprozess, werden diese Ansätze vom Autor dieser Arbeit als Mischform zwischen einer klinikinternen OP-Planung und klinikexternen Implantat- und Instrumentenfertigung eingeordnet.

2.1.2.2 Defizite der klinikinternen OP-Planung und Vorbereitung

Wie in Abschnitt 2.1.1.2 beschrieben, setzt sich eine Vielzahl der aufgeführten Ansätze aus der Literatur mit der Überführung des etablierten virtuellen OP-Planungsprozesses, weg von kommerziellen Dienstleistungen und hin zu einer hausinternen OP-Planung, auseinander.

Universelle CAD/CAM-Systeme

Zum Einsatz kommende, (meist) Open-Source-CAD/CAM-Systeme und 3D-Grafiksuiten weisen eindeutige Schwachstellen in ihrem Funktionsumfang für die OP-Planung auf. Zwar werden essentielle Werkzeuge für den Umgang mit 3D-Objekten (Positionieren von Ebenen, Schneiden von Objekten, etc.) angeboten. Allerdings sind diese nicht für medizinische Zwecke optimiert. Die Systeme bieten i.d.R. keine Funktionen für die Segmentierung, Visualisierung von Grauwertbilddaten, automatische Umrechnungen zwischen Spender- und Empfängerregion, zielgerichtete Interaktionskonzepte für die Resektions- und Rekonstruktionsplanung etc. an. Des Weiteren stellen sie als technisch-orientierte Systeme hohe Anforderungen an die Bedienfähigkeiten der Anwendenden.

Da es sich um universell einsetzbare CAD/CAM-Systeme handelt, wird zudem klinisches Wissen über den zu planenden Eingriff nicht mitberücksichtigt. Die OP-Planung kann folglich nicht aktiv unterstützt

oder intelligent automatisiert werden. Die Durchführung erfolgt daher komplett händisch, was wiederum einen zeitintensiven Aufwand bedeutet. Darüber hinaus wird kein standardisiertes Vorgehen bei der OP-Planung und Vorbereitung gewährleistet. Vor allem aus Sicht der Patient*innen wäre eine Standardisierung und Objektivierung der Rekonstruktionsfragestellung im Hinblick auf eine zuverlässige Planungsqualität, auch bei schwerwiegenden Fällen, wünschenswert.

Summa summarum lässt sich mit Open-Source-Lösungen kein zielgerichteter und durchgängig computerassistierter Workflow für die effiziente und zuverlässig präzise OP-Planung und Vorbereitung erreichen.

Dedizierte Systeme aus der Wissenschaft

Gegenüber den universellen CAD/CAM-Lösungen wurden in Abschnitt 2.1.1.2 einige dedizierte wissenschaftliche Systeme für die OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen dargestellt. Aufgrund ihres Spezialisierungsgrades sind diese auf einem spezifischeren Niveau als die Open-Source-Ansätze zu betrachten.

Im Wesentlichen beschäftigen sie sich mit der virtuellen OP-Planung (ohne bspw. die Berücksichtigung von Platten) und stellen spezielle Funktionalitäten dafür bereit. In unterschiedlichem Ausmaß wird eine Automatisierung der Rekonstruktionsberechnung angestrebt und spezifisches Wissen über die Problemstellung berücksichtigt. Allerdings ist das Wissen implizit in der Berechnungslogik enthalten. Es wird von keiner separaten Wissensrepräsentation berichtet, welche die Wartbarkeit und Wiederverwendbarkeit erheblich verbessern würde.

Des Weiteren fokussieren sich die wissenschaftlichen Systeme mehrheitlich lediglich auf die automatisierte Planung einer natürlichen Unterkieferform. Die zu berücksichtigenden Aspekte sind allerdings äußerst fassettenreich. Neben der Form spielen bspw. funktionelle Aspekte (wie die Kieferrelation) oder auch die korrekte Ausrichtung der Transplantatsegmente im Hinblick auf eine möglichst optimale Lage der blutversorgenden Gefäße und ggf. der mit transplantierten Hautinseln eine entscheidende Rolle. Soweit bekannt, werden von keinem System die relevanten funktionellen und ästhetischen Aspekte, der Gefäßanschluss und die Weichgewebesituation in der Empfängerregion bei einer automatisierten OP-Planung vollumfänglich berücksichtigt. Für eine zuverlässige und qualitativ hochwertige Planung ist dies jedoch von zentraler Bedeutung. Vielmehr berichtet lediglich Olsson et al. von expliziten Funktionalitäten für die Planung des Gefäßanschlusses und der Positionierung einer Hautinsel (Olsson et al. 2015). Diese Gruppe fokussiert sich auf eine rein manuelle Bedienung des Systems. Von Automatisierungsschritten und hinterlegtem chirurgischen Wissen für eine aktive und effiziente Unterstützung des planenden Personals wird hierbei nicht berichtet.

Eine weitere Schwachstelle zeigt sich in der verwendeten Zielgeometrie. I.d.R. wird versucht anhand des zugrundeliegenden Patientenunterkiefers eine Wiederherstellung zu planen. Aufgrund möglicher Deformitäten oder fehlender Knochenabschnitte ist die alleinige Verwendung des möglicherweise deformierten Unterkiefers als Zielgeometrie allerdings in den seltensten Fällen zielführend. Bei einseitig gelagerten Defekten kann zwar auf die Gegenseite des Unterkiefers zurückgegriffen werden (Foley et al. 2013; Stranix et al. 2019), spätestens bei Defekten im anterioren Bereich des Unterkiefers oder langstreckigen Rekonstruktion weit über die Medianebene hinaus, lässt sich die Anatomie darüber allerdings nicht abschätzen.

Betrachtet man die vorgestellten Planungsalgorithmen zur Positionierung des Transplantats in der Empfängerregion näher, werden die Segmentpositionen entweder manuell angegeben oder eine automatisierte

Suche zur Minimierung der Abstände zwischen Unterkiefer und Transplantat durchgeführt. Mit Ausnahme von Nakao und Matsuda (Nakao und Matsuda 2018), welche versuchen die Segmentpositionen aus ähnlichen Fällen abzuleiten, ist eine eindeutige, zuverlässige und nachvollziehbare Segmentpositionierung in dem meisten Systemen somit nicht gegeben. Nach Ansicht des Autors wäre eine Positionierung des Transplantats nach standardisierten Regeln von zentraler Bedeutung für eine qualitativ hochwertige OP-Planung.

Insgesamt liegt der Fokus der wissenschaftlichen Systeme überwiegend auf der virtuellen OP-Planung. Die anschließende virtuelle Vorbereitung von Rekonstruktionsplatten und Sägeschablonen wird, soweit bekannt, lediglich von der Arbeitsgruppe um Olsson et al. (Olsson et al. 2015) und Nysjö (Nysjö et al. 2017) beschrieben. Bei diesem Vorgehen besteht jedoch wiederum eine Abhängigkeit zu externen Druckdienstleistern für die Replikaterstellung des geplanten PSI. Das wirft zwangsläufig die Frage nach der Effizienz dieses Ansatzes auf. Eine Einbettung von Standardplatten in einen ansonsten durchgängig virtuellen OP-Planungs- und Fertigungsprozess mit dedizierten Softwaresystemen für die Unterkieferrekonstruktion, vergleichbar zu den Arbeiten von Bao et al. (Bao et al. 2017) und Liang et al. (Liang et al. 2017), ist nicht bekannt. Vor allem im Hinblick auf eine zeit- und kostengünstige OP-Planung und Vorbereitung der OP gilt es diese Lücke zu schließen, um auch mit komplett klinikinternen Lösungen qualitativ hochwertige Planungsergebnisse sicher erzielen zu können.

Im Gegensatz zu kommerziellen Angeboten fehlt den hier analysierten klinikinternen Lösungen i.d.R. eine Medizinproduktezulassung. Aus regulatorischen Gesichtspunkten lassen sie sich somit lediglich im Rahmen einer klinischen Studie und nach Genehmigung durch die lokale Ethikkommission einsetzen.

2.1.2.3 Fazit

Die kritische Auseinandersetzung mit den auf dem Markt befindlichen Systemen und klinikinternen Lösungen zeigt, dass Verbesserungspotential für die Entwicklung eines durchgängig computerassistierten Planungsworkflows zur Unterkieferrekonstruktion besteht. So birgt die Standardisierung von Rekonstruktionslogik und die Integration von umfassendem chirurgischen Wissen ein enormes Potential für die zeit- und kostengünstige Prozessoptimierung sowie die Qualitätssteigerung der OP-Ergebnisse. Vor allem bei akut notwendigen operativen Eingriffen stehen aktuell keine zufriedenstellenden Lösungen für eine kurzfristige und trotzdem qualitativ hochwertige OP-Planung und Vorbereitung bereit. Idealerweise sollte der Planungsprozess in die Hände des behandelnden Personals gegeben und externe Abhängigkeit auf ein Minimum reduziert werden.

Damit eine solche hausinterne OP-Planung und Vorbereitung in der klinischen Routine realistisch umsetzbar ist, werden durchgängig automatisierte Planungskomponenten benötigt, welche das klinische Fachpersonal aktiv unterstützen, dedizierte Funktionalitäten anbieten und die verschiedenen Aspekte einer Unterkieferrekonstruktion vollumfänglich betrachten. Die hierzu analysierten Ansätze weisen in diesem Kontext diverse Defizite auf.

Daraus ergeben sich im Kern folgende Aspekte, welche sich idealerweise in einem optimierten System für die computerassistierte OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen am *Point-Of-Care* wiederfinden:

- **Workflow**: Durchgängiger computerassistierter Workflow für die klinikinterne, effiziente und präzise OP-Planung, Plattenfertigung und Generierung von Sägeschablonen,

- **Ganzheitlichkeit**: Betrachtung der verschiedenen funktionellen und ästhetischen Aspekte einer Unterkieferrekonstruktion sowie der Weichgewebesituation,
- **Planungsreferenz**: Bereitstellung einer geometrischen Referenz für die anatomisch korrekte Darstellung deformierter oder fehlender Knochenabschnitte,
- **Wissen**: Strukturierte Aufbereitung und Integration des umfangreichen Domänenwissens für eine intelligente, standardisierte und automatisierte OP-Planung,
- **Usability**: Intuitive und zielgerichtete Bedienung der Systemkomponenten,
- **Erweiterbarkeit**: Flexible Erweiterbarkeit des Systems bspw. um weitere Transplantate,
- **Schnittstellen**: Weiterverarbeitung der Planungsergebnisse für die, wenn möglich hausinterne, additive Fertigung individueller Instrumente und Platten.

2.1.3 Systemanforderungen

Die Anforderungen an das, in dieser Arbeit zu entwickelnde System, ergeben sich aus den Betrachtungen und analysierten Schwachstellen aus Abschnitt 2.1.2. Im Folgenden werden die Anforderungen im Detail herausgearbeiteten und definiert. Darauf aufbauend folgt in Abschnitt 2.2 die Konzeption des Systems.

Bei der Definition der Anforderungen an das zu erarbeitende System ist zu beachten, dass Lösungen für ein wissenschaftliches System entwickelt und untersucht werden. Das Ziel dieser Arbeit besteht somit nicht in der Entwicklung einer MDR-konformen medizinischen Software für den klinischen Routineeinsatz.

2.1.3.1 Effiziente und präzise OP-Planung

Computerassistierte Ansätze für die OP-Planung und Fertigung von PSIs und Schablonen stellen das Verfahren der Wahl in der rekonstruierenden MKG dar (Abschnitt 2.1.1). Damit eine effiziente und zuverlässig präzise virtuelle OP-Planung und Vorbereitung einer OP, auch bei schwerwiegenden und zeitkritischen Fällen, am *Point-of-Care* bereitgestellt werden kann, ist in dieser Arbeit ein entsprechendes computerassistiertes System zu entwerfen. Die entstehende Softwarelösung zeichnet sich dadurch aus, dass sie direkt vom klinischen Personal bedient werden kann und den Prozess aktiv durch automatisierte Planungsschritte unterstützt.

Im Hinblick auf eine individualisierte Medizin, liegt ein besonderes Augenmerk auf der strukturierten Modellierung von chirurgischem Domänenwissen und dessen automatisierter Interpretation für eine effiziente Berechnung von qualitativ hochwertigen Rekonstruktionsergebnissen, um eine maßgeschneiderte Transplantatplanung für die Patient*innen sicherzustellen. Darüber hinaus wird eine Standardisierung komplexer Rekonstruktionsregeln verfolgt, so dass spezifisches Wissen nicht für jede Fallplanung erneut von dem planenden medizinischen Personal eingebracht werden muss. Die Planungsergebnisse sollen somit unabhängiger von subjektiven Erfahrungswerten gestaltet und eine hochwertige Rekonstruktionsplanung, auch für unerfahreneres ärztliches Personal, ermöglicht werden.

Für das zu entwickelnde System zur tumorbedingten Unterkieferrekonstruktion mit autologen Knochentransplantaten lässt sich folgender Funktionsumfang als grundlegende Anforderungen definieren:

- **Wissensrepräsentation**: Strukturierte und maschinenlesbare Aufbereitung von relevantem chirurgischen Wissen für die OP-Planung einer Unterkieferrekonstruktion sowie flexible Abfrage und Interpretation des Wissens über eine Schnittstelle,
- **Tumorresektionsplanung**: Intuitive virtuelle Planung der Resektionsschnitte zur Entnahme des vom Tumor betroffenen Knochengewebes,

- **Rekonstruktionsplanung**: Automatisierte Berechnung der in Frage kommenden Varianten für die Rekonstruktion der Unterkieferkontinuität sowie ganzheitliche Betrachtung von funktionellen und ästhetischen Aspekten bei der Transplantatberechnung auf Basis des hinterlegten Wissens,
- **Interaktive Feinjustierung**: Begutachtung verschiedener Rekonstruktionsvarianten und intuitive Interaktionskonzepte für die manuelle Feinjustierung der berechneten Rekonstruktionen,
- **Vorbereitung von Platten**: Interaktive Komponente zur Erstellung eines PSIs auf Basis des virtuellen OP-Plans sowie Einbettung eines hybriden Plattenkonzepts für die Verwendung von Standardplatten in dem ansonsten rein virtuellen OP-Planungs- und Vorbereitungsprozess,
- **Knochensägeschablonen**: Automatisierte Generierung von Sägeschablonen inklusive Bohrführungen für die intraoperative Umsetzung der geplanten Tumorresektion und Segmententnahmen in der Spenderregion.

Aufgrund der zentralen Bedeutung der Fibula für die Unterkieferrekonstruktion, fokussieren die Konzepte und Realisierungen des zu erarbeitenden Systems auf die Wiederherstellung mit autologen Fibulatransplantaten. Bei der Systementwicklung werden vornehmlich generische Lösungen angestrebt, so dass perspektivisch weitere Transplantatlager und Rekonstruktionsszenarien berücksichtigt werden können (Abschnitt 2.1.3.4).

2.1.3.2 Usability

Eine intuitive und zielgerichtete Interaktion ist von zentraler Bedeutung für die Akzeptanz eines Systems. Nach einer Einarbeitungsphase sollten die Benutzenden das System schnell und sicher bedienen können. So kann sichergestellt werden, dass eine OP-Planung zügig durchgeführt und in den klinischen Alltag integriert werden kann.

Üblicherweise steht die Usability bei wissenschaftlichen Systemen nicht im Mittelpunkt der Entwicklung. Die haptisch-assistierte Rekonstruktionsplanung nach Olsson et al. (Olsson et al. 2015) bildet dabei eher die Ausnahme als die Regel. Der überwiegende Teil der publizierten Lösungen konzentriert sich folglich auf den Funktionsumfang.

Für das zu erarbeitende System wird ein Kompromiss aus einfacher Bedienbarkeit und detaillierten Möglichkeiten für die Parametrierung verfolgt. Für die Benutzenden wird der Planungsprozess in modulare Planungsschritte unterteilt. Die Dialogführung auf der Bedienoberfläche wird dabei intuitiv und schlank gestaltet, so dass lediglich die relevanten Informationen für den aktiven Planungsschritt präsentiert werden. Darüber hinaus ist ein einfaches Undo/Redo-Konzept vorgesehen, um bereits getätigte Planungsschritte dynamisch anzupassen, ohne den gesamten Prozess erneut durchlaufen zu müssen. Zu einer guten Bedienbarkeit gehören auch verzögerungsfreie Berechnungen und Interaktion, um langwierigen Planungssitzungen vorzubeugen.

2.1.3.3 Visualisierung und Interaktion

Für die Visualisierung haben sich Ansätze mit Vier-Fenster-Ansichten bewährt. Üblicherweise werden dabei 2D-Schichtbildprojektionen (Axial, Sagittal, Coronal) und eine 3D-Darstellung der Objekte präsentiert.

Bei der Entwicklung des OP-Planungssystems ist zu beachten, dass eine zeitgleiche Repräsentation der Spender- und Empfängerregion von Interesse ist. Um den Benutzenden eine optimale Orientierung in beiden Regionen zu ermöglichen, ist eine getrennte sowie zeitgleiche Visualisierung beider Szenen vor-

gesehen. Neben der klassischen Vier-Fenster-Ansicht für die Empfängerregion wird daher eine zusätzliche Darstellung der Spenderregion angestrebt.

Des Weiteren ist für die effiziente Bearbeitung eine intelligente Visualisierung der relevanten Planungsdaten zur Erfüllung einer Aufgabe vorgesehen. In jedem Planungsschritt ist daher zu vermerken, welche Daten in der Planungsszene automatisch ein- oder ausgeblendet werden müssen. Damit eine intuitive Planung gewährleistet werden kann, müssen zudem Interaktionsmöglichkeiten für die visualisierten Daten bereitgestellt werden. Dabei wird unterschieden zwischen klassischen Interaktionsmöglichkeiten mit den visualisierten Planungsszenen und der direkten Manipulation von 3D-Geometrien (bspw. Ebenen oder triangulierten Oberflächen). Die Interaktion mit den Planungsszenen sieht folgende Funktionalitäten vor:

- Zoom und Verschieben des Bildausschnittes in 2D-Ansichten,
- Zoom, Rotation und Verschieben der 3D-Ansicht auf Objekte,
- Navigation durch Schichtbildprojektionen eines 3D-Volumenbilddatensatzes,
- Grauwertfensterung (engl. Level/Window).

Im Umgang mit 3D-Geometrien ist, für eine effiziente OP-Planung, auf einen strukturierten Interaktionsprozess zu achten. So sollen nur Manipulationen zugelassen werden, welche für die Erfüllung eines Planungsschritts notwendig sind. Zusätzlich wird, wenn möglich, der Interaktionsradius auf eine Region of Interest (ROI) begrenzt. So ist bspw. für die betrachtete Fragestellung eine Planung der Schnittebenen zur Tumorresektion nur im Bereich des Unterkiefers notwendig. Typische Interaktionen sind:

- Hinzufügen, Entfernen und Verschieben von 3D-Punkten in der Planungsszene,
- Verschieben, Rotieren und Skalieren von 3D-Objekten (bspw. Ebenen oder 3D-Knochenmodellen).

2.1.3.4 Erweiterbarkeit

Hinsichtlich der Hinzunahme von weiteren Transplantatlagern und Rekonstruktionsszenarien entfällt bei der Entwicklung ein gewichtiges Augenmerk auf die Erweiterbarkeit der entstehenden Konzepte. Dabei soll nicht nur das Laden zusätzlicher Planungsdaten bedacht werden. Bei der Entwicklung sind generische Konzepte zu entwerfen, welche es ermöglichen, das entstehende System perspektivisch zu einer flexiblen Planungsplattform für unterschiedliche Fragestellungen der rekonstruierenden MKG zu erweitern. Zu berücksichtigen sind folgende Aspekte:

- Generische Datenschnittstellen für das Laden und Speichern der Planungsdaten,
- Erweiterbare Strukturen für die Wissensrepräsentation,
- Erweiterbare Planungsalgorithmen für die einfache Integration zusätzlicher Fragestellungen,
- Flexible und übertragbare Visualisierungs- und Interaktionskonzepte.

Um den Anforderungen an eine möglichst generische Softwarelösung gerecht zu werden, wird bei der Realisierung ein modularer Systemaufbau verfolgt. Im Sinne einer losen Kopplung und starken Kohäsion lassen sich darüber in sich abgeschlossene Softwaremodule für die Erfüllung einer bestimmten Aufgabenstellung einfach austauschen, erweitern und wiederverwenden.

2.1.4 Innovative Aspekte der vorliegenden Arbeit

In diesem Abschnitt werden die zentralen innovativen Aspekte des, in dieser Arbeit entstehenden, Systems hervorgehoben. Es wird ein System, dediziert für die Unterkieferrekonstruktion, entstehen, welches die verschiedenen Fassetten der klinikinternen OP-Planung und Vorbereitung berücksichtigt. Das System

kann vom klinischen Personal bedient werden und unterstützt den Prozess aktiv durch automatisierte und wissensbasierte Planungsschritte. Der Innovationscharakter zeigt sich vornehmlich in den nachfolgenden Punkten:

Wissen

Das umfassende, relevante chirurgische Wissen über Unterkieferrekonstruktionen mit autologen Fibulatransplantaten wird erstmalig strukturiert erhoben und für eine wissensbasierte OP-Planung maschinenlesbar sowie unabhängig von den Planungsalgorithmen aufbereitet.

Planungsreferenz

Für die Bereitstellung einer Zielgeometrie bei Wiederherstellung des Unterkiefers werden geeignete anatomische Referenzmodelle entwickelt. Es werden zudem Lösungen erarbeitet, welche die semantische Verknüpfung der Referenzmodelle mit dem modellierten Wissen ermöglichen, um dieses auf die individuelle Anatomie der Patient*innen zu übertragen.

Automatisierte und wissensbasierte OP-Planung

Aufbauend auf dem bereitgestellten Wissen und der anatomischen Referenz werden Konzepte für die automatisierte Berechnung von qualitativ hochwertigen Rekonstruktionsvorschlägen entstehen. Zum ersten Mal wird eine automatisierte Rekonstruktionsplanung auf umfangreiches Wissen zurückgreifen, um die verschiedenen funktionellen und ästhetischen Aspekte bei der Wiederherstellung des Unterkiefers zu berücksichtigen.

Klinikinterne Vorbereitung des Planungstransfers in den OP

Die wissenschaftliche Software wird ein System für die dedizierte OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen am *Point-of-Care* darstellen. Dies beinhaltet die automatisierte und effiziente Erzeugung von Knochensägeschablonen für den Planungstransfer sowie Lösungen zur präzisen Vorbereitung und Integration von Standardplatten in den ansonsten rein virtuellen Prozess.

2.2 Methodisches Vorgehen zur Konzeption und Realisierung des Systems

Das im Rahmen dieser Arbeit entstehende Reko-Compass setzt sich aus verschiedenen prä-, intra- und postoperativen Bausteinen für die computerassistierte OP-Planung und Vorbereitung, Umsetzung und Auswertung einer Unterkieferrekonstruktion zusammen. Das System wird in enger Zusammenarbeit mit Chirurg*innen der MKG des UKHD erarbeitet. Angelehnt an das Metamodell $3LGM^2$ (Wendt et al. 2004) sind nachfolgend die einzelnen Arbeitsabläufe und Systembausteine beschrieben. Zudem wird aus verschiedenen Blickwinkeln das methodische Vorgehen der vorliegenden Arbeit beleuchtet.

2.2.1 Fachliche Ebene von Reko-Compass

Der konzipierte Workflow von Reko-Compass ist in die präoperative OP-Planung und Vorbereitung der Intervention, die intraoperative Umsetzung des OP-Plans und die postoperative Auswertung der operativen Umsetzungsgenauigkeit unterteilt (Abbildung 13). Herzstück des Systems bildet die zu Beginn stattfindende virtuelle und wissensbasierte OP-Planung. Alle nachfolgenden Schritte bauen auf dem Ergebnis aus der OP-Planung auf und dienen entweder der bestmöglichen Umsetzung des OP-Plans oder der post-

operativen Untersuchung der OP-Ergebnisse.

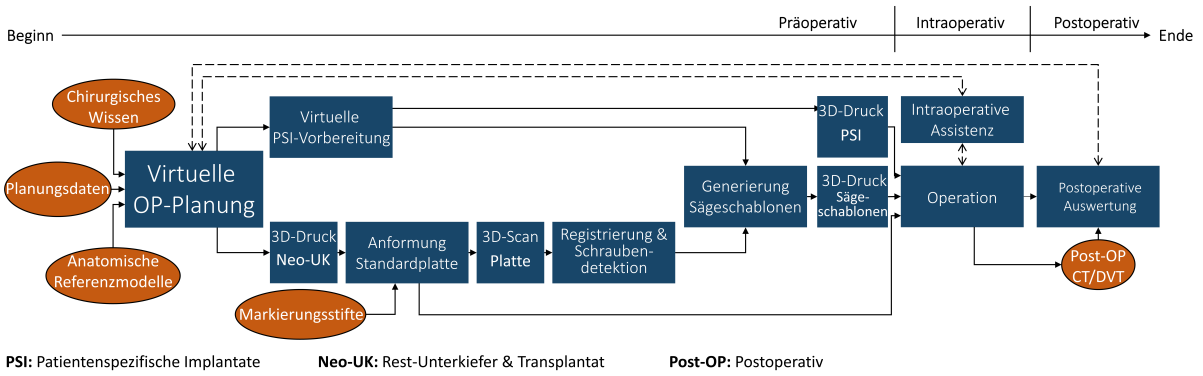


Abbildung 13: Fachliche Ebene von Reko-Compass in Anlehnung an das Metamodell $3LGM^2$ (Wendt et al. 2004). Blau gefärbte Komponenten beschreiben zu erledigende Aufgaben. Orange gefärbte Komponenten stellen benötigte Objekttypen zur Erledigung einer Aufgabe dar. Durchgezogene Pfeile geben die Bearbeitungsreihenfolge und gestrichelte Pfeile den Vergleich einer Planungsumsetzung (in der intra- und postoperativen Phase) mit dem virtuellen OP-Planungsergebnis an. Quelle: Eigene Darstellung

Präoperativ

Routinemäßig werden für die OP-Planung Volumenbilddaten (i.d.R. CT/DVT) des Kopf-Hals-Bereichs und der unteren Extremitäten akquiriert. Zusammen mit segmentierten und triangulierten Oberflächen der knöchernen Strukturen sowie, bei vorliegender Angiografie, der blutversorgenden Gefäße im Unterschenkel, bilden sie die Eingabe (Planungsdaten) für die OP-Planung.

Beginnend mit der virtuellen OP-Planung erfolgt eine, auf umfangreichem chirurgischen Wissen basierende Planung der Tumorresektion und Unterkieferrekonstruktion. Relevante anatomische Informationen fließen über, in dieser Arbeit zu entwerfende, Referenzmodelle des Ober- und Unterkiefers mit ein.

Für die Vorbereitung von individuellen Osteosyntheseplatten werden zwei Lösungsansätze verfolgt. Der Workflow sieht einen Ast für die virtuelle Erstellung eines PSIs sowie die alternative hybride Vorbereitung einer Standardplatte vor. Das entworfene hybride Konzept orientiert sich an den Arbeiten von Bao et al. (Bao et al. 2017) und Liang et al. (Liang et al. 2017). Es umfasst alle notwendigen Schritte für die präzise Integration einer manuellen Plattenanformung in den ansonsten rein virtuellen OP-Planungs- und Vorbereitungsprozess.

Aufbauend auf der virtuellen OP-Planung und den Platteninformationen folgt die automatisierte Generierung von Knochensägeschablonen inklusive Bohrführungen für den Transfer der Planungsergebnisse in den OP. Diese individuellen Instrumente lassen sich hausintern additiv fertigen und nach Sterilisierung intraoperativ verwenden.

Intraoperativ

Unter Zuhilfenahme der generierten Schablonen und vorbereiteten Platte erfolgt die Umsetzung der Rekonstruktion in der intraoperativen Phase des Workflows. Als zusätzliche Unterstützung bei Rekonstruktionen des Kiefergelenks (bspw. Klasse H), ermöglicht Reko-Compass die optionale Verwendung einer intraoperativen Assistenz für die navigationsgestützte Einbringung des Transplantats (Blumenstock 2021).

Postoperativ

Für die postoperative Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit sieht der Systemworkflow den Vergleich eines postoperativen CT/DVT mit dem OP-Plan vor. Die Auswertemethodik ist speziell für die, in dieser Arbeit vorgesehene, Studie an 3D-gedruckten Knochenmodellen (Abschnitt 2.3.2) konzipiert. Dabei wird die Umsetzungsgenauigkeit an vordefinierten Messpunkten auf der Knochenoberfläche als räumliche Abweichung zwischen dem geplanten und umgesetzten Transplantat bestimmt.

2.2.2 Logische und Physische Werkzeugebene von Reko-Compass

Auf der logischen Werkzeugebene setzt sich Reko-Compass aus verschiedenen Anwendungsbausteinen für die Erledigung der Aufgaben aus der fachlichen Ebene (Abschnitt 2.2.1) zusammen. Eine Übersicht über die wichtigsten Bausteine ist in Abbildung 14 dargestellt. Grün hervorgehobene Bausteine werden im Rahmen dieser Arbeit entwickelt. Grau gekennzeichnete Bausteine entstehen im Rahmen von studentischen Arbeiten und unter fachlicher Anleitung des Autors dieser Dissertationsschrift.

Die gesamte Softwareentwicklung basiert auf dem MITK (Abschnitt 1.3.1.2). Im Sinne der zu erledigenden Aufgaben (Abschnitt 2.2.1) unterteilt sich Reko-Compass in die Anwendungsbausteine (1) *OP-Planungssystem*, (2) *Individuelle Implantate & Instrumente*, (3) *Navigationssystem* und (4) *Evaluation*. Darüber hinaus wird eine Erweiterung der standardmäßig im MITK vorgesehenen Vier-Fenster-Ansicht um die Visualisierungsbausteine (5) *Spenderregion* und das individuell konfigurierbare (6) *CAS-Multiwidget* entwickelt (Abbildung 14).
Zur Bearbeitung eines Rekonstruktionsfalls greift Reko-Compass auf eine global gültige Ordnerstruktur mit eindeutigen Dateibezeichnungen zurück (Abbildung 14):

- Planungsdaten (CT/DVT der Spender- und Empfängerregion, triangulierte Oberflächenmodelle),
- Platteninformationen (Form, Schraubenpositionen und -orientierungen),
- Planungs-, Navigations- und Evaluationsergebnisse.

Die Daten lassen sich über eine zu implementierende *De-/Serialisierungsschnittstelle* laden, speichern und zu verschiedenen Zeitpunkten von den unterschiedlichen Anwendungsbausteinen verarbeiten. Weiter können persistierte Oberflächenmodelle (bspw. eine Knochensägeschablone) aus der Ordnerstruktur abgegriffen und für den 3D-Druck weiterverarbeitet werden.

Für die intelligente virtuelle OP-Planung wird das chirurgische Domänenwissens in einer maschinenlesbaren Ontologie modelliert. Über eine zu erarbeitende Schnittstelle, kann das Wissen anschließend angefragt, interpretiert und automatisiert verarbeitet werden (Abbildung 14).

Aus Voruntersuchungen zu dieser Arbeit ist die Fehleranfälligkeit der im MITK integrierten Algorithmen für die Berechnung von booleschen Operationen bekannt. Diese spielen eine zentrale Rolle bei der Erstellung von Platten-Implantaten und Schablonen-Instrumenten. Als zuverlässige Alternative wird die Open-Source-Grafiksuite *Blender* (Blender Foundation, Amsterdam, Niederlande (Blender 2021) gewählt. Entsprechend wird eine sog. Modellierungsschnittstelle implementiert, welche es ermöglicht *Blender*-Funktionalitäten direkt aus der MITK-Umgebung von Reko-Compass anzusprechen (Abbildung 14).

Damit besteht zwischen Reko-Compass – inklusive Ontologie und *Blender*-Installationen – auf der logischen und dem PC auf der physischen Werkzeugebene eine Inter-Ebenen-Beziehung (Abbildung 14). Reko-Compass kann somit auf einer eigenständigen Maschine ohne externe Abhängigkeiten zu Rechenclustern oder serverbasierten Systemen betrieben werden.

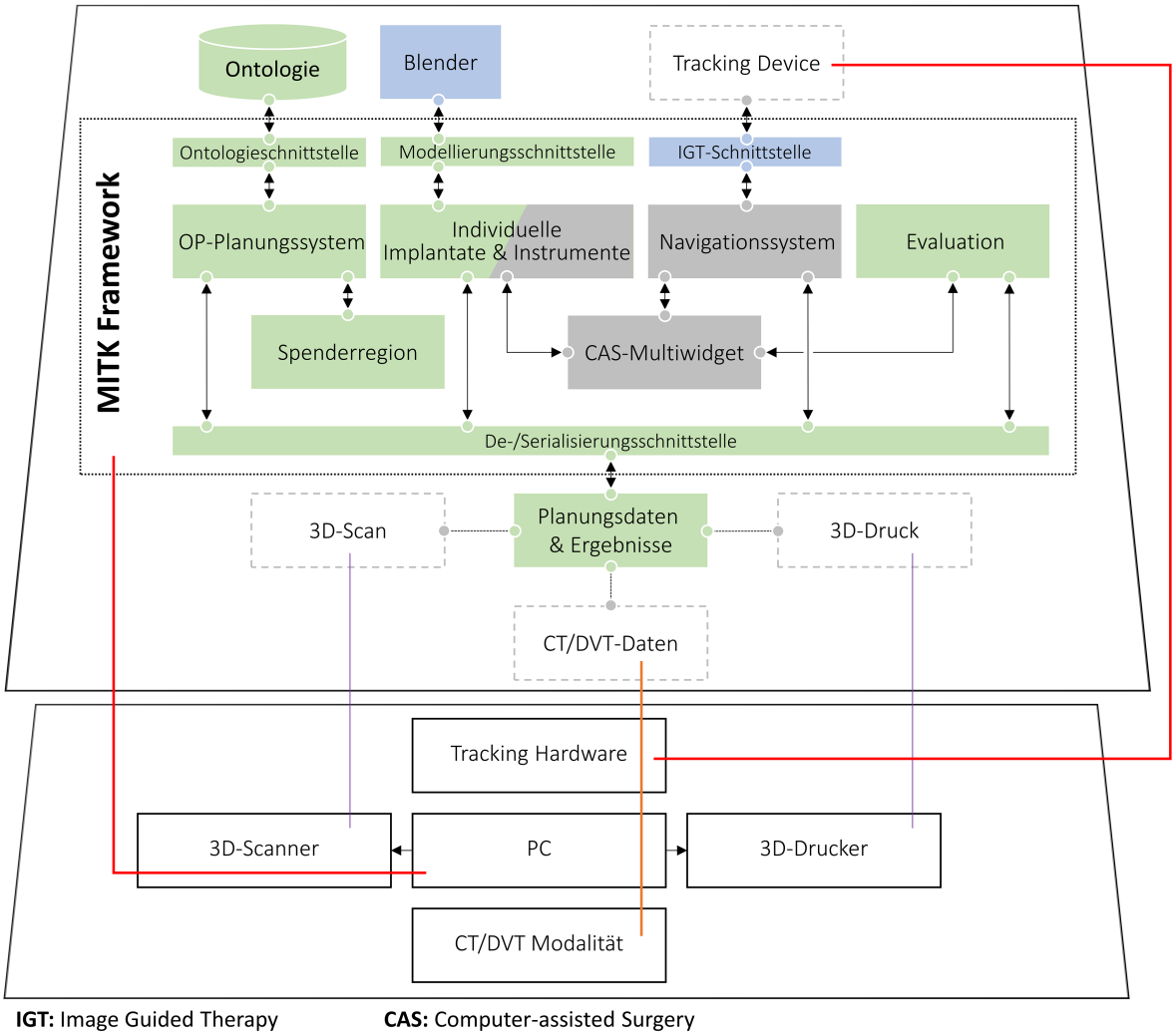


Abbildung 14: Logische Werkzeugebene (oben) und physischen Werkzeugebene (unten) von Reko-Compass in Anlehnung an das Metamodell $3LGM^2$ (Wendt et al. 2004). Logische Werkzeugebene: Grün gefärbte Bausteine werden in der vorliegenden Arbeit, grau gefärbte Bausteine im Rahmen von studentischen Arbeiten und unter fachlicher Anleitung des Autors der vorliegenden Dissertationsschrift entwickelt. Blaue Bausteine stehen als fertige Softwarelösungen zur Verfügung (*Blender*) oder sind Teil des MITK-Frameworks (Schnittstelle Imaging Guided Therapie (IGT)). Gestrichelt umrandete Bausteine beschreiben Eingabedaten/Planungsdaten (3D-Scan, CT/DVT-Daten) oder Planungsergebnisse (3D-Druck) sowie *Tracking Devices*. Physische Werkzeugebene: Darstellung benötigter Hardware-Komponenten sowie deren Inter-Ebenen-Beziehungen zu den Anwendungsbausteinen der logischen Werkzeugebene (farblich gekennzeichnete Linien). Quelle: Eigene Darstellung

2.2.3 Methodisches Vorgehen bei der Erarbeitung von Reko-Compass

In diesem Abschnitt wird das methodische Vorgehen zur Erarbeitung von Reko-Compass sowie die verschiedenen zur Anwendung kommenden Werkzeuge erläutert. Um eine bessere Lesbarkeit der Arbeit zu erreichen, werden Vorgehensweisen, Konzepte und Realisierungen in den jeweiligen Kapiteln dieser Arbeit im Detail beschrieben.

Die Anwendungsbausteine von Reko-Compass basieren auf dem MITK-Framework (Release 2018.4 V2) (Abschnitt 1.3.1.2) und werden als eigenständige Plugins in der Programmiersprache C++ implementiert. Als integrierte Entwicklungsumgebung dient *Visual Studio 2017* (Microsoft Corporation, Redmond, USA). Für den Software-Build kommt das Open-Source-Build-Werkzeug *CMAKE* (Kitware Inc., NewYork, USA) in der Version 3.11.0 zum Einsatz. Insgesamt entstehen im Rahmen dieser Arbeit sechs

Plugins für die computerassistierte Unterkieferrekonstruktion:

- **Plugin**: OP-Planungssystem,
- **Plugin**: Individuelle Implantate & Instrumente,
- **Plugin**: Navigationssystem,
- **Plugin**: Evaluation,
- **View-Plugin**: Spenderregion,
- **View-Plugin**: CAS-Multiwidget.

Alle Softwarelösungen werden in einem iterativen Prozess entwickelt. In enger Zusammenarbeit mit Chirurg*innen der MKG des UKHD werden Workflows, Bedienoberflächen, Lösungsansätze und Funktionalitäten für die verschiedenen Fragestellungen erarbeitet, gemeinsam begutachtet und neue Erkenntnisse sukzessive in die Systembausteine eingearbeitet. Durch kontinuierliches Testen der entstehenden Funktionalitäten, anhand retrospektiver Fälle von Patient*innen mit verschiedenen Defektklassifikationen, wird die Validität und Zuverlässigkeit der Bausteine während der Entwicklungsphase untersucht.

Das schrittweise Vorgehen bei der Erarbeitung von Reko-Compass ist nachfolgend beschrieben. Eine Übersicht aller Entwicklungswerkzeuge ist am Ende dieses Kapitels in Tabelle 2 aufgeführt.

Akquise und Modellierung von chirurgischem Wissen

Zunächst wird das relevante chirurgische Wissen über Unterkieferrekonstruktionen mittels Fibulatransplantaten strukturiert erfasst und aufbereitet (vgl. Abschnitt 1.4 – Ziel 2). Hierzu wird ein geeigneter Akquisitionsprozess erarbeitet und mit Chirurg*innen der MKG durchlaufen.

Das akquirierte Wissen wird über eine zu entwerfende RDF(S)-Ontologie maschinenlesbar repräsentiert. Die RDF(S)-Tripel-Graphen werden über TURTLE in textueller Form dargestellt. Die Modellierung erfolgt unter Zuhilfenahme des Quelltexteditors Visual Studio Code (VSC) (Microsoft Corporation, Redmond, USA), welcher Erweiterungspakete für das Syntax-Highlighting von RDF-Sprachen wie TURTLE bietet.

Das identifizierte Wissen wird in einer separaten Ontologie, unabhängig von der Berechnungslogik, bereitgestellt. Damit eine Interpretation für die virtuelle OP-Planung gewährleistet werden kann, erfolgt die Implementierung einer Ontologieschnittstelle, basierend auf der Abfragesprache SPARQL.

Die Wissensakquise, wichtige Schlussfolgerungen und eigene Planungskonzepte für die Wiederherstellung des Unterkiefers mit autologen Fibulatransplantaten sowie die Konzeptualisierung und Realisierung der Ontologie und ihrer Schnittstelle sind in Abschnitt 3.1 dieser Arbeit detailliert beschrieben.

Entwicklung eines OP-Planungssystems

Im nächsten Schritt folgt in einem iterativen Prozess die Implementierung der Plugins und Module für die wissensbasierte OP-Planung von Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten. Damit werden Lösungen für das Erreichen des Ziels *Entwicklung eines wissensbasierten OP-Planungssystems* (vgl. Abschnitt 1.4 – Ziel 3) entstehen.

Aufbauend auf den herausgearbeiteten Anforderungen (Abschnitt 2.1.3) wird ein einfach zu bedienender Planungsworkflow erarbeitet. Der Schwerpunkt der entstehenden Systemfunktionalitäten liegt auf der Entwicklung von wissensbasierten Konzepten, welche es ermöglichen, spezifisches Domänenwissen über die Ontologieschnittstelle abzufragen und automatisiert zu interpretieren. Im Hinblick auf eine

anatomische Planungsreferenz werden segmentierte, generische Oberflächenmodelle des Ober- und Unterkiefers aus der Arbeit von Nova (Nova 2018) herangezogen und mit Hilfe von *Blender* und MITK für die Fragestellung der vorliegenden Arbeit weiterentwickelt. Darüber hinaus wird ein Registrierungsverfahren entstehen, um die generischen Referenzmodelle auf einen individuellen Patientenkiefer zu übetragen. Basierend auf dem bereitgestellten Wissen und den Referenzmodellen folgt die Implementierung der Tumorresektionsplanung und automatisierten Berechnung von wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen.

Eine zeitgleiche Visualisierung der Spender- und Empfängerregion wird durch die Entwicklung eines separaten Visualisierung-Plugins für die unteren Extremitäten (*View-Plugin Spenderregion*) erreicht.

Detaillierte Beschreibungen der erarbeiteten Konzepte und der Systemrealisierung für die virtuelle OP-Planung sind in Abschnitt 3.2 zu finden.

Entwicklung eines Systembausteins für die Erstellung von Individuellen Implantaten & Instrumenten

Nach Entwicklung des OP-Planungssystems erfolgt die Erarbeitung von softwarebasierten Lösungen für die hausinterne Vorbereitung von Rekonstruktionsplatten und Knochensägeschablonen (vgl. Abschnitt 1.4 – Ziel 4). Die dafür notwendigen Funktionalitäten werden im Plugin *Individuelle Implantate & Instrumente* gekapselt.

Lösungsansätze für die virtuelle Erstellung eines PSIs, basierend auf den Ergebnissen einer virtuellen OP-Planung, werden im Rahmen einer Masterarbeit der Medizinischen Informatik erarbeitet und implementiert (Jörns 2022), welche vom Autor der vorliegenden Arbeit inhaltlich betreut wird.

Für die Einbettung einer Standardplatte in den Workflow wird vom Autor zusammen mit Chirurg*innen der MKG eine hybride Plattenvorbereitung erarbeitet. Dieses umfasst hausintern verfügbare 3D-Druck- (*UltiMaker S5* der Firma Ultimaker B.V., Utrecht, Niederlande und *Anycubic i3 Mega S* der Firma Anycubic, Shenzhen, China) und 3D-Scantechnologien (*EinScan-SP* der Firm Shinning 3D Tech Co., Ltd., Hangzhou, China) für die Anformung und Digitalisierung einer Platte. Die Lösungsansätze werden exemplarisch für das am UKHD häufig verwendete *ThreadLock TS 2.0 -2.7* Plattensystem von *KLS Martin* (KLS Martin Group 2024a) entworfen. Softwareseitig werden Funktionalitäten für die präzise Registrierung einer 3D-gescannten Platte mit dem virtuellen OP-Plan und Algorithmen zur automatisierten Detektion von Schraubenlöchern entwickelt. Für eine optimierte Visualisierung entsteht im Rahmen einer, vom Autor inhaltlich betreuten Masterarbeit der Medizinischen Informatik (Blumenstock 2021) ein individuell konfigurierbarer Visualisierungsbaustein (*View-Plugin CAS-Multiwidget*).

Eine umfassende Darstellung der erarbeiteten Konzepte und der Umsetzungen für eine hybride Plattenfertigung sind in Abschnitt 3.3 zu finden.

Anschließend werden Funktionalitäten zur automatisierten Generierung von Knochensägeschablonen, gemäß den virtuell geplanten Osteotomien in der Spender- und Empfängerregion, implementiert. Die Schablonen und optimale Abmessungen ihrer formgebenden Elemente werden in enger Absprache mit den Chirurg*innen festgelegt. Darüber hinaus wird eine auf Python basierende Schnittstelle (Python-Version 2.7.18) implementiert, welche es ermöglicht, Funktionalitäten von *Blender* (Blender-Version 2.93.6) für die Berechnung von booleschen Operationen direkt aus der C++-Umgebung von Reko-Compass anzusprechen.

Die erarbeiteten Konzepte und Realisierungen für die Generierung von Knochensägeschablonen mit Hilfe von Reko-Compass werden in Abschnitt 3.4 der vorliegenden Arbeit erläutert.

Intraoperative Assistenz

Für die navigationsgestützte Transplantateinbringung wird in einer vom Autor inhaltlich betreuten Masterarbeit (Blumenstock 2021) ein intraoperativer Assistenzbaustein (*Plugin Navigationssystem*) entwickelt. Das Navigationssystem basiert auf elektromagnetischer Trackingtechnologie (*Aurora*-System der Firma Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada) und individuell gefertigten, minimalistischen sowie knochenfixierbaren Sensoren der Firma *Fiagon* (Fiagon GmbH, Hennigsdorf, Deutschland). Es soll die Chirurg*innen bei der erschwerten Einbringung von Transplantaten mit freistehendem Transplantatende (bspw. Klasse H) in die Empfängerregion zusätzlich unterstützen. Dabei werden die Position und Lage des Transplants sowie des Rest-UK kontinuierlich und in Echtzeit mit dem virtuellen OP-Plan abgeglichen. Zur Kommunikation mit der *Tracking Hardware* wird auf die von MITK bereitgestellten IGT-Funktionalitäten zurückgegriffen. Anwendung findet das Navigationssystem im Rahmen der vorliegenden Arbeit während der Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit durch Operation an Knochenmodellen (Abschnitt 2.3.2).

Entwicklung eines Evaluationsbausteins

Die Implementierung von Reko-Compass endet mit der Entwicklung des *Evaluation*-Plugins. Dieses dient der Auswertung der Genauigkeit einer Planungsumsetzung nach Operation am Knochenmodell. Das Plugin trägt somit zum Erreichen des Ziels *Erprobung des Systems* (vgl. Abschnitt 1.4 – Ziel 5) bei.

Für die Berechnung von räumlichen Abweichungen zwischen einem postoperativen Bilddatensatz und dem virtuellen OP-Plan werden Funktionalitäten für die Registrierung und automatisierte Abstandsermittlung benötigt. Grundsätzlich lässt sich die postoperative Auswertung mit den Registrierungskonzepten zur hybriden Plattenfertigung vergleichen. Daher werden diese Algorithmen für die Registrierung und Berechnung von Fehlermaßen wiederverwendet.

Detaillierte Erläuterungen zum Auswertungsbaustein finden sich, zusammen mit den erarbeiteten Lösungen für die hybride Vorbereitung einer Standardplatte, in Abschnitt 3.3.

2.3 Methodisches Vorgehen zur Erprobung von Reko-Compass

Die in dieser Arbeit entstehende Software stellt ein wissenschaftliches System dar und dient der OP-Planung und Vorbereitung einer komplexen chirurgischen Intervention, welche weitreichende funktionelle und ästhetische Folgen für die Patient*innen haben kann. Beleuchtet man die Entwicklungen von Seiten der seit 2017 in Kraft getretenen MDR sollte ein Blick auf die Klassifikationsregel 11 für *Medical Device Software* geworfen werden. Abhängig von der vorgesehenen Verwendung würde das entstehende System vermutlich unter die Risikoklasse IIb (moderates Risiko) oder III (hohes Risiko) fallen (Hastenteufel und Renaud 2019, S. 151-158). Allgemein stellt sich die Frage, wie eine Therapiesoftware mit einer solchen Risikoklassifikation am besten evaluiert werden kann.

Bei der Erprobung des Systems soll diese Frage mit bedacht und ein stufenweises Vorgehen erarbeitet werden. Im Rahmen der Arbeit werden daher verschiedene Voruntersuchungen (VU) und Forschungsfragen (F) beantwortet. Die Erprobung beschreibt den Weg von vorrangig technischen Betrachtungen bis hin zu möglichst realitätsnahen Untersuchungen an Knochenmodellen. Mit der Durchführung dieses Evaluationskonzepts wird das Ziel *Erprobung des Systems* (vgl. Abschnitt 1.4 – Ziel 5) erreicht.

Nachfolgend ist das methodische Vorgehen für die einzelnen Erprobungen aufgeführt. Ein Überblick über die verwendeten Werkzeuge ist Tabelle 2 zu entnehmen. Detaillierte Darstellungen der Erprobungsmethodiken und Ergebnisse finden sich in Abschnitt 3.5.

2.3.1 Fragestellungen der technischen Voruntersuchungen

Die Voruntersuchungen stellen erste Betrachtungen zentraler Aspekte des OP-Planungssystems dar. Sie beschäftigen sich mit der Registrierungsgenauigkeit der Unterkieferreferenz sowie der Korrektheit und zu erwartenden Qualität der automatisiert berechneten Rekonstruktionsvorschläge.

Untersuchung der Registrierungsgenauigkeit der Unterkieferreferenz

Die Registrierung der Unterkieferreferenz hat einen wesentlichen Einfluss auf das berechnete Rekonstruktionsergebnis während der virtuellen OP-Planung. Um erste Erkenntnisse über die Genauigkeit des erarbeiteten Registrierungsverfahrens zu erhalten, wird zunächst die Überdeckung der Referenz an 25 Unterkiefern mit Hilfe von *CloudCompare* (CloudCompare 2022) untersucht. Die Voruntersuchung verfolgt folgende Fragestellung:

VU **1.1**: Wie gut kann die Unterkieferreferenz mit dem entwickelten Verfahren registriert werden?

Validierung des Wissens und der Rekonstruktionsberechnung

Um eine valide Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen durch das OP-Planungssystem sicherstellen zu können, wird die korrekte Modellierung und Interpretation des Wissens aus der Ontologie untersucht. In diesem Zusammenhang ergeben sich folgende Fragestellungen:

VU **2.1**: Ist das Wissen in der Ontologie korrekt modelliert?
VU **2.2**: Führt die wissensbasierte Rekonstruktionsberechnung zu validen Vorschlägen?

Für die Beantwortung der Fragestellungen werden mit dem OP-Planungssystem verschiedene Fälle an einem klinisch unauffälligen Unterkiefer vom Autor dieser Arbeit simuliert. Die berechneten Rekonstruktionsvorschläge werden von Chirurg*innen der MKG unabhängig voneinander begutachtet und hinsichtlich ihrer Korrektheit und Qualität bewertet.

Das Ergebnis dieser Untersuchung ist ein validiertes und verifiziertes Wissen. Es lassen sich Rückschlüsse über die Wissensinterpretation und Qualität der daraus berechneten Rekonstruktionsvorschläge ziehen. Auf Basis der Rückmeldung der Chirurg*innen werden eventuelle Anpassungen in das System eingepflegt. Anschließend kann die virtuelle OP-Planung als technisch valides System für die automatisierte Berechnung von wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen angesehen werden.

2.3.2 Fragestellungen der Erprobung an retrospektiven Fällen

Mit der Erprobung an retrospektiven Fällen werden die OP-Planung und Vorbereitung einer OP mit Hilfe von Reko-Compass an 21 tumorbedingten Primärrekonstruktionen untersucht. Anschließend wird die operative Umsetzung der OP-Planungen an 3D-gedruckten Knochenmodellen unter Laborbedingungen evaluiert. Als Studienfälle werden retrospektive klinische Fälle von Patient*innen der MKG des UKHD mit unterschiedlicher Komplexität identifiziert. So können verschiedene Rekonstruktionsszenarien möglichst realitätsnah simuliert werden, ohne die Sicherheit der Patient*innen zu gefährden.

Um die unterschiedlichen Fassetten von Reko-Compass zu beleuchten, untergliedert sich die Erprobung in drei Teile. Diese werden durch die Erhebung von qualitativen und quantitativen Merkmalen begleitet.

Dafür werden in einem iterativen Prozess mit den beteiligten Chirurg*innen Erhebungsbögen entworfen. Zur Beantwortung der Fragen stehen jeweils fünfstufige Likert-Skalen (1 = stimme gar nicht zu; 5 = stimme voll zu) sowie Freitextfelder zur Verfügung. Die Erhebungsbögen erfassen zum einen Aspekte pro Studienfall, zum anderen wird einmalig pro Teilnehmer*in die Bedienbarkeit der entwickelten Softwarebausteine über einen validierten Fragebogen (System Usability Scale (SUS)) ermittelt. Zusätzliche Fragen beziehen sich auf spezifisch Systemfunktionalitäten. Die Bögen finden sich sind in Anhang A.4.

Nachfolgend werden die Forschungsfragen der Untersuchungen definiert und das Vorgehen kurz erläutert.

Erprobung des OP-Planungssystems

Für die 21 Studienfälle wird eine OP-Planung mit dem entwickelten Systembaustein durch Chirurg*innen der MKG angefertigt. Im Fokus der Untersuchungen stehen die Bedienbarkeit und der Funktionsumfang des Systems. Speziell die detaillierte Bewertung der berechneten Rekonstruktionsvorschläge und des finalen Planungsergebnisses sind von zentralem Interesse. Daraus ergeben sich folgende Fragestellungen:

- F **1.1**: Wie gut eignet sich das OP-Planungssystem für die virtuelle Rekonstruktionsplanung?
- F **1.2**: Wie gut ist die Qualität der berechneten Rekonstruktionsvorschläge einzuschätzen?
- F **1.3**: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer virtuellen OP-Planung?

Erprobung der hybriden Plattenfertigung und der Generierung von Sägeschablonen

Für die geplanten Primärrekonstruktionen (s.o.) folgt die Vorbereitung von Platten und Sägeschablonen durch das klinische Personal. Um die Umsetzungsgenauigkeit einer OP-Planung sowohl bei Verwendung eines PSIs als auch einer Standardplatte zu untersuchen (s.u.), werden die Fälle in zwei Gruppen unterteilt.

Eine Erprobung der implementierten PSI-Vorbereitung erfolgt im Rahmen einer Masterarbeit (Jörns 2022). Zur Evaluation der Vorbereitung einer hybrid gefertigten Standardplatte steht die Untersuchung der Bedienbarkeit und Registrierungsgenauigkeit im Vordergrund:

- F **2.1**: Wie gut eignet sich der Softwarebaustein für die Plattenregistrierung und Schraubendetektion?
- F **2.2**: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer klinikinternen hybriden Plattenfertigung?

Anschließend erfolgt die Generierung von Sägeschablonen für alle 21 Fälle durch Chirurg*innen der MKG. Im Fokus steht die Bewertung der Bedienbarkeit und des Funktionsumfangs:

- F **2.3**: Wie gut eignet sich der Softwarebaustein zur Generierung von Sägeschablonen?
- F **2.4**: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand der Generierung einer Sägeschablone?

Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit durch Operation an Knochenmodellen

Für die Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit am Modell werden für alle 21 virtuell geplanten Fälle die Knochenoberflächen, Sägeschablonen und ggf. das PSI mit Hilfe von *Blender* und Slicing-Softwares (Tabelle 2) für den 3D-Druck vorbereitet und anhand der in Tabelle 2 aufgeführten 3D-Drucker additiv gefertigt.

Unter Zuhilfenahme des gängigen OP-Instrumentariums und der gefertigten Implantate und Schablonen, werden die OP-Planungen durch Chirurg*innen am Modell umgesetzt. Bei Rekonstruktionen des Kiefergelenks erfolgt der Eingriff unter Einsatz des Navigationsbausteins von Reko-Compass. Die in dieser Arbeit vorgenommenen Auswertungen konzentrieren sich auf die Beurteilung der Planungsumsetzung hinsichtlich folgender Aspekte:

F 3.1: Wie gut ist die Gebrauchstauglichkeit der generierten Sägeschablonen?

F 3.2: Wie gut kann das Transplantat in den Unterkieferdefekt eingepasst werden?

F 3.3: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer Operation am Knochenmodell?

Zur Quantifizierung der Umsetzungsgenauigkeit erfolgt eine postoperative DVT-Bildgebung. Nach Segmentierung der Unterkiefer mit Hilfe von *Mimics* (Materialise NV, Leuven, Belgien) wird die Genauigkeit mit Hilfe des entwickelten Evaluationsbausteins bestimmt. Folgende Frage soll beantwortet werden:

F 3.4: Wie genau lässt sich eine OP-Planung unter Laborbedingungen umsetzen?

Tabelle 2: Die wichtigsten Softwarebibliotheken, Werkzeuge und Hardware für die Entwicklungen und Erprobungen in dieser Arbeit.

Bezeichnung	Hersteller/Herausgeber	Verwendungszweck Systementwicklung	Verwendungszweck Systemerprobung
Softwarebibliotheken			
MITK-Framework (Release 2018.4 V2)	DKFZ, Heidelberg, Deutschland	Framework für die Entwicklung. Spezifische Softwarebibliotheken (bspw. Redland RDF, Rasqal RDF Query und Raptor RDF Syntax) werden beim Build eingebunden.	-
Blender 2.93.6 API	Blender Foundation, Amsterdam, Niederlande	Berechnung boolescher Operationen	-
Softwarewerkzeuge			
CMAKE 3.11.0	Kitware Inc., New York, USA	Buildwerkzeug für MITK	-
Visual Studio 2017	Microsoft Corporation, Redmond, USA	Entwicklungsumgebung	-
Visual Studio Code	Microsoft Corporation, Redmond, USA	Wissensmodellierung	-
Blender 2.93.6	Blender Foundation, Amsterdam, Niederlande	Erstellung der Referenzmodelle für die virtuelle OP-Planung	Vorbereitung Knochenmodelle für 3D-Druck zur Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit
MITK Workbench (Release 2018.4 V2)	DKFZ, Heidelberg, Deutschland	Positionierung von Landmarken auf den Referenzmodellen für die virtuelle OP-Planung	Präoperative Segmentierungen bei Erprobung an retrospektiven Fällen
Ultimaker Cura 5.1.1	Ultimaker B.V., Utrecht, Niederlande	Slicing-Software für FDM-Druck	Slicing-Software für FDM-Druck
Photon Workshop	Anycubic, Shenzhen, China	-	Slicing-Software für DLP-Druck
EXScan S 3.0.0.1	Shinning 3D Tech Co., Ltd., Hangzhou, China	-	3D-Scan-Software
Mimics	Materialise NV, Leuven, Belgien	-	Postoperative Segmentierungen nach Operation der Knochenmodelle
CloudCompare 2.12.4	CloudCompare	-	Untersuchung Registrierungsgenauigkeit des Referenzmodells
Matlab R2023b	The MathWorks Inc., Natick, USA	-	Statistische Auswertungen bei der Systemerprobung
Hardware			
UltiMaker S5	Ultimaker B.V., Utrecht, Niederlande	3D-Druck von Markierungsstiften für die hybride Plattenfertigung	3D-Druck von Knochenmodellen
Anycubic i3 Mega S	Anycubic, Shenzhen, China	-	3D-Druck von Knochenmodellen
Anycubic Photon Mono X	Anycubic, Shenzhen, China	-	3D-Druck von Schablonen und PSI
EinScan-SP	Shinning 3D Tech Co., Ltd., Hangzhou, China	-	3D-Scan der Standardplatten
NDI Aurora	Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada	-	Trackingsystem für die Navigation bei Operation der Knochenmodelle
Sensoren und Pointer	Fiagon GmbH, Hennigsdorf, Deutschland	-	Sensoren und Pointer für die Navigation bei Operation der Knochenmodelle
Axeos DVT-System	Dentsply Sirona Inc., Charlotte, USA	-	Postoperative Bildgebung nach Operation der Knochenmodelle

3 Ergebnisse

Dieses Kapitel beschreibt die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit. In Abschnitt 3.1 wird das akquirierte Domänenwissen über Unterkieferrekonstruktionen und die strukturierte Modellierung des Wissens in einer Ontologie beschrieben. Darauf aufbauend werden in Abschnitt 3.2 die Konzeptions- und Realisierungsergebnisse des entwickelten wissensbasierten OP-Planungssystems erläutert. Für die anschließende OP-Vorbereitung werden die Entwicklungsergebnisse für die hybride Plattenfertigung und postoperative Auswertung in Abschnitt 3.3 sowie für die Generierung von Knochensägeschablonen in Abschnitt 3.4 vorgestellt. Abgerundet wird das Kapitel durch eine umfassende Erprobung der computerassistierten Unterkieferrekonstruktion unter Einsatz des in dieser Arbeit entstandenen Reko-Compass (Abschnitt 3.5).

3.1 Akquise und Wissensrepräsentation

Wissensbasierte Systeme begegnen uns in der Medizin hauptsächlich in Form von Expertensystemen. Bereits in den 1970er Jahren wurden Diagnostik- und Therapiewerkzeuge, wie das Mycin-System (Shortliffe und Buchanan 1975) oder Internist-I (Wolfram 1995) beschrieben, welche aus heutiger Sicht als erste Systeme der künstlichen Intelligenz verstanden werden können. Auch in der modernen computerassistierten Chirurgie spielt maschinenlesbares Domänenwissen eine zunehmend wichtige Rolle. Oftmals ist das Wissen implizit in der Systemalgorithmik enthalten. Die Herausforderung liegt in der systematischen Akquise und strukturierten Modellierung von chirurgischem Wissen, getrennt von jeglicher Berechnungslogik, für eine automatisierte Verarbeitung durch intelligente CAS-Systeme. Als eine Schlüsseltechnologie für die Wissensmodellierung werden hierbei Ontologien angesehen (Gibaud et al. 2018; Maier-Hein et al. 2022).

Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit der Akquise und Aufbereitung von Wissen über Rekonstruktionen des Unterkiefers. Zunächst wird ein eigenes Vorgehen zur Akquise von Domänenwissen über Rekonstruktionen mit Fibulatransplantat erarbeitet und systematisch durchlaufen (Abschnitt 3.1.1). Anschließend werden Erkenntnisse und Schlussfolgerungen aus der Wissensakquise dargestellt und zentrale Konzepte für die Rekonstruktionsplanung in dieser Arbeit entworfen (Abschnitt 3.1.2). In Abschnitt 3.1.3 werden Konzepte für eine Ontologie zur strukturierten und maschinenlesbare Repräsentation des erarbeiteten Wissens entwickelt. Die Realisierung der Ontologie ist abschließend beschrieben (Abschnitt 3.1.4).

3.1.1 Wissensakquisitionsprozess

Eine Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten stellt, selbst bei erfahrenem chirurgischem Personal, hohe Ansprüche an die räumliche Vorstellungskraft bzgl. der Entnahme von Segmenten in der Spenderregion und deren korrekte Positionierung in der Empfängerregion. Dabei sind wichtige Rahmenbedingungen, wie bspw. die Lage blutversorgender Gefäße, die Lage einer ggf. mit transplantierten Hautinsel oder der zu verwendende Spenderknochen (linke oder rechte Fibula) zu berücksichtigen.

Das Wissen, wie ein Defekt am Unterkiefer überbrückt werden kann, ist dabei maßgeblich vom Erfahrungsschatz des behandelnden Personals abhängig. Vereinfacht dargestellt, kann davon ausgegangen wer-

den, dass je größer ein Defekt ist, desto mehr Varianten zur Wiederherstellung zur Verfügung stehen. Die Varianten unterscheiden sich dabei im Wesentlichen in der Zahl an Segmenten, dem verwendeten Spenderknochen, etc. In der Fachliteratur ist dieses spezifische Wissen nicht im Detail beschrieben. Vielmehr wird über das prinzipielle Vorgehen berichtet und auf elementares Wissen (bspw. Sicherheitsabstände bei Hebung eines Transplantats in der Spenderregion) eingegangen.

Um nun alle Klassen an Unterkieferdefekten und ihre möglichen Rekonstruktionsvarianten strukturiert zu erfassen, wird ein Akquisitionsprozess entworfen und gemeinsam mit Chirurg*innen der MKG durchlaufen. Als gemeinsame Kommunikationsbasis und zur schematischen Darstellung, werden zunächst Knochenmodelle des Unterkiefers und der linken sowie rechten Fibula vorbereitet und additiv gefertigt. Danach werden mit einer*einem Facharzt*ärztin der MKG systematisch alle möglichen Defekte und Rekonstruktionsvarianten mit Hilfe der 3D-gedruckten Modelle simuliert. Für die strukturierte Dokumentation, wird das darüber erhobene Wissen in tabellarischer Form aufbereitet und im Anschluss von einer*einem Oberarzt*ärztin mit langjähriger Erfahrung unabhängig überprüft. Auf Basis der Rückmeldungen dieser Überprüfung werden die Wissenstabellen aktualisiert und eventuelle Anpassungen eingearbeitet.

Nachfolgend sind die Vorbereitung und Durchführung der Akquise beschrieben. Das akquirierte Wissen, gezogene Schlussfolgerungen und wichtige Planungskonzepte für diese Arbeit werden in Abschnitt 3.1.2 im Detail dargestellt.

Erstellung und Vorbereitung der Knochenmodelle

Die Ausgangsbasis zur Erstellung von physischen Modellen für die Wissensakquise, bilden Knochensegmentierungen eines physiologischen (unauffälligen, nicht deformierten) Unterkiefers sowie einer linken und einer rechten Fibula. Vor der additiven Fertigung wird der Unterkiefer in acht Abschnitte unterteilt (Abbildung 15 C). Die Abschnitte sind so gewählt, dass sich verschiedene Resektionen am Modell vereinfacht darstellen lassen. Dabei orientieren sie sich an der Fachliteratur zum Thema (Frerich 2021). An den beiden Oberflächenmodellen der Fibula, werden, entlang der Facies posterior, 30 Halbkugeln manuell positioniert, um die Lage der Hautinsel bei der Rekonstruktion begleitender Weichgewebedefekte darstellen zu können (Abbildung 15 A).

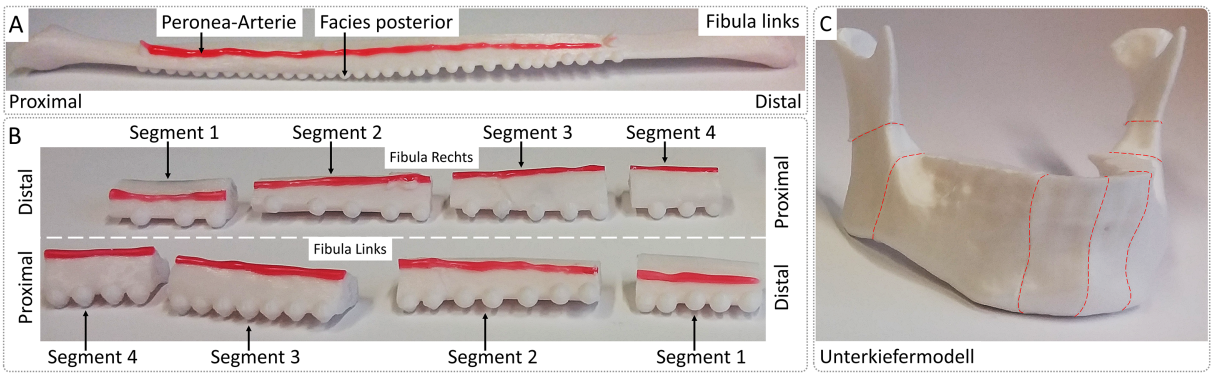


Abbildung 15: Knochenmodelle für die Wissensakquise. **A**: Additiv gefertigte Fibula mit eingezeichneter Lage der Peronea-Arterie (Rot) und Kennzeichnung der Facies posterior/Lage der Hautinsel (Kugeln). **B**: Von Distal nach Proximal angeordnete Segmente der linken und rechten Fibula. **C**: Unterkiefermodell mit Trennlinien (Rot) zur Unterteilung in relevante Abschnitte. Quelle: Eigene Darstellung

Nach 3D-Druck der Modelle bzw. Unterkiefer-Abschnitte, wird über einen rot auftragenden, UV-härtenden Klebstoff die Lage der Peronea-Gefäße auf beiden Fibulae gekennzeichnet (Abbildung 15 A). Mit einer

oszillierenden Säge werden die Fibulae anschließend in jeweils vier, etwa gleichlange Segmente unterteilt und distal beginnend durchnummeriert (Abbildung 15 B). Die Segmente können im Anschluss kombiniert und an die Unterkiefer-Abschnitte angelegt werden. Wie folgt beschrieben, ermöglichen sie somit die schematische Darstellung von verschiedenen Varianten zur Rekonstruktion.

Durchführung der Wissensakquise

In einer Sitzung werden mit einer*einem Chirurg*in alle vorkommenden segmentalen Defekte und Varianten zur Wiederherstellung der Unterkieferkontinuität simuliert (Abbildung 16). Dabei wird für jeden Fall dokumentiert in welchem Abschnitt (bspw. Ramus mandibulae, anterior zwischen Medianebene und Eckzahn, etc.) der Unterkiefer durchtrennt wird. Anschließend erfolgt nacheinander die Simulation der möglichen Rekonstruktionsvarianten. Dazu werden die vorbereiteten Segmente der Fibulae an den simulierten Unterkieferdefekt angelegt. Unter Berücksichtigung der gekennzeichneten Gefäß- und Hautinsellagen kann für jede Variante folgendes abgelesen/dokumentiert werden:

- Zahl der Fibulasegmente für die Rekonstruktionsvariante,
- Stelle, an welcher die Segmente positioniert und verbunden werden (bspw. Segment-Endpunkte und Verbindung mit benachbartem Segment im Kieferwinkel, Eckzahn, etc.),
- Lage der mit transplantierten Gefäße und Austritt des Gefäßstiels am Unterkiefer (bspw. am linken Kieferwinkel, etc.),
- Ob die ggf. mit transplantierte Hautinsel für die Behandlung eines begleitenden intraoralen (apikal) oder extraoralen (basal) Weichgewebedefektes orientiert ist,
- Der verwendete Spenderknochen.

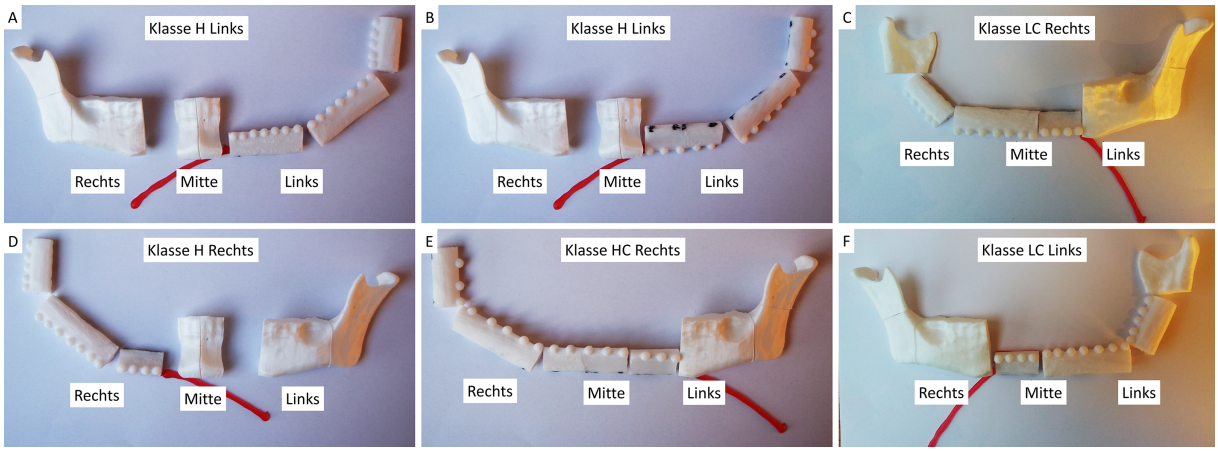


Abbildung 16: Modellierte segmentale Defekte und mögliche Rekonstruktionsvarianten. **A**: Defekt der Klasse H links mit begleitendem intraoralen Weichgewebedefekt. Rekonstruktion anhand von drei Segmenten der linken Fibula, mit nach oben orientierte Facies posterior/Hautinsel (Kugeln). Der Gefäßstiel (Rot) verläuft medial/auf der Knocheninnenseite und tritt mittig am Neo-Unterkiefer aus. **B**: Defekt der Klasse H links mit extraoralem Weichgewebedefekt. Rekonstruktion anhand von drei Segmenten der rechten Fibula, nach unten orientierter Facies posterior (Kugeln) und mittig austretendem Gefäßstiel (Rot). **C**: Defekt der Klasse LC rechts und extraoralem Weichgewebedefekt. Rekonstruktion mittels linker Fibula. **D**: Defekt der Klasse H rechts mit extraoralem Weichgewebedefekt. Rekonstruktion mittels linker Fibula. **E**: Defekt der Klasse HC rechts mit intraoralem Weichgewebedefekt. Rekonstruktion mittels rechter Fibula. **F**: Defekt der Klasse LC links mit intraoralem Weichgewebedefekt. Rekonstruktion mittels linker Fibula. Quelle: Eigene Darstellung

Eine ausführliche Darstellung des akquirierten Wissens ist in Abschnitt 3.1.2 beschrieben. Dabei werden an einem simulierten Unterkieferdefekt (Abbildung 18) die Bedeutung des erhobenen Wissens und daraus

entwickelte zentrale Konzepte für die Rekonstruktionsplanung in dieser Arbeit erläutert.

Für die hier beschriebene Durchführung der Akquise erfolgt im nächsten Schritt die strukturierte Darstellung des erhobenen Wissens in einer Tabelle. Dabei wird für jeden simulierten Defekt (Zeilen der Tabelle) die dokumentierten Rekonstruktionsvarianten mit den konkreten Eigenschaften (Zahl der Segmente, etc.) spaltenweise aufbereitet. Darüber lässt sich das Wissen von einer zweiten, an der Akquise nicht beteiligten, Person mit langjähriger Erfahrung unabhängig überprüfen.

3.1.2 Akquiriertes Wissen und wichtige Planungskonzepte

Aus der Wissensakquise ergeben sich umfangreiche Erkenntnisse über segmentale Defekte und die möglichen Varianten zur Wiederherstellung des Unterkiefers mit mikrochirurgischen Fibulatransplantaten. Darauf aufbauend werden zunächst eigene Konzepte für die standardisierte Beschreibung einer Unterkieferrekonstruktion entworfen (Abschnitt 3.1.2.1). Diese sind elementar für die Modellierung des Wissens in der Ontologie und für die virtuelle Rekonstruktionsplanung in dieser Arbeit. Zusätzlich werden grundlegende Regeln aufgeführt, welche allgemeingültig bei der Rekonstruktion einzuhalten sind (Abschnitt 3.1.2.2). Aufbauend auf den entworfenen Planungskonzepten (Abschnitt 3.1.2.1) und Rekonstruktionsregeln (Abschnitt 3.1.2.2) wird das dokumentierte Wissen aus der vorangegangenen Akquise standardisiert beschrieben (Abschnitt 3.1.2.3). Am Ende dieses Abschnittes werden funktionelle und ästhetische Aspekte festgelegt, welche bei der virtuellen OP-Planung in dieser Arbeit berücksichtigt werden (Abschnitt 3.1.2.4). Damit können die standardisierten Rekonstruktionsvarianten aus Abschnitt 3.1.2.3 für die individuelle Patientenanatomie optimiert werden.

3.1.2.1 Ankerkonzept und Substrukturen des Unterkiefers

Betrachtet man lediglich die Hartgewebesituation der modellierten Transplantate aus der Wissensakquise, lässt sich ein systematisches Vorgehen bei der Positionierung der Fibulasegmente in der Empfängerregion erkennen. Dabei untergliedert sich der Unterkiefer in Teilabschnitte (sog. Substrukturen), welche durch jeweils ein Segment überbrückt werden können. Somit stellt eine Substruktur die kleinste Strecke dar, welche mit einem Fibulasegment rekonstruiert werden kann.

Damit die Positionierung der Segmente eindeutig beschrieben werden kann, werden in dieser Arbeit die zentralen Konzepte der Anker und Substrukturen entworfen (Abbildung 17). Eine Substruktur ist hierbei jeweils durch zwei Anker (spezifische Punkte am Unterkiefer) begrenzt (Abbildung 17). Im Zuge der Positionierung eines Transplantatsegmentes definieren die Anker fest vorgegebene Verbindungspunkte für benachbarte Segmente und sind damit formgebend für das Transplantat.

Bei Bedarf können zwei Substrukturen über ein längeres Segment rekonstruiert werden. Das bedeutet, dass ein Anker übersprungen wird. Durch die Definition unterschiedlicher Ankerreihenfolgen ermöglicht das entwickelte Konzept die einfache Beschreibung von Rekonstruktionsvarianten, wie sie bei der Akquise beobachtet wurden. Somit unterscheiden sich die Varianten maßgeblich in der Zahl, Position, Verbindung und der Länge der Segmente. Die Anker ermöglichen eine standardisierte und reproduzierbare Definition von Transplantaten, wie in Abschnitt 3.1.2.3 exemplarisch beschrieben.

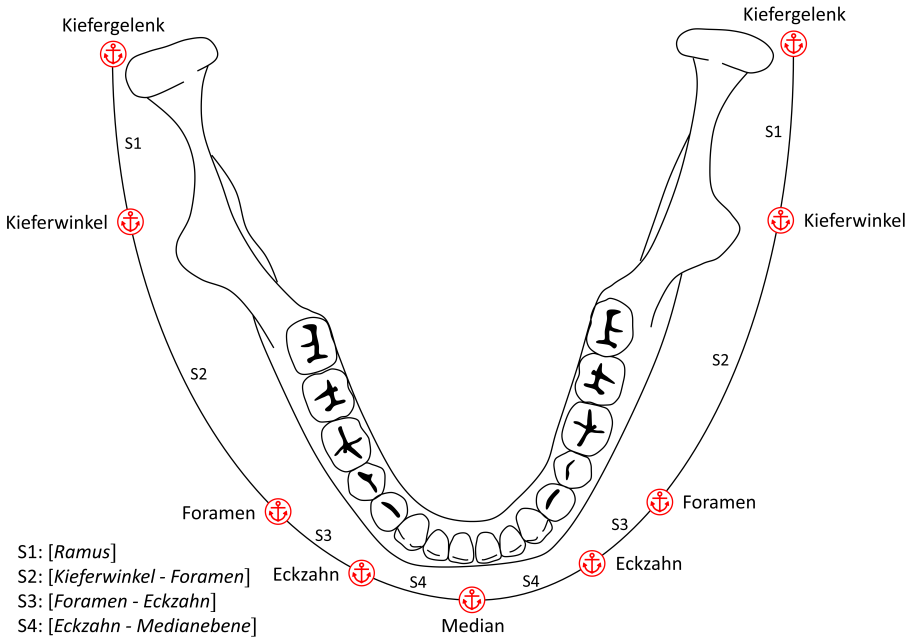


Abbildung 17: Anker und Substrukturen des Unterkiefers. Für den Unterkiefer werden neun allgemeingültige und fest positionierte Anker (Rot) definiert. Sie unterteilen den Knochen in acht Abschnitte (S1 bis S4), welche von zentraler Bedeutung für die Rekonstruktionsberechnung in der vorliegenden Arbeit sind. Quelle: Eigene Darstellung

3.1.2.2 Grundlegende Rekonstruktionsregeln

Zusätzlich zu der Positionierung der Transplantatsegmente anhand der Anker, sind eine Reihe von grundlegenden Regeln bei der Unterkieferrekonstruktion mit Fibulatransplantat zu beachten. Diese sind unabhängig von der spezifischen Patientenanatomie oder dem Ausmaß und Lokalisation des segmentalen Defektes. Allgemeingültige Beschreibungen des hier adressierten operativen Vorgehens zur Rekonstruktion finden sich in der Fachliteratur (Bak et al. 2010; Freier et al. 2013; Hölzle und Ehrenfeld 2021; Sharma et al. 2015; Wolff und Holzle 2005, S. 107-134). Aufbauend auf diesem Lehrbuchwissen und den Erkenntnissen aus der Wissensakquise (Abschnitt 3.1.1) werden in enger Zusammenarbeit mit zwei Chirurg*innen der MKG die nachfolgenden, grundlegend einzuhaltenden Regeln für die Rekonstruktionsplanung in dieser Arbeit definiert:

- **Segmententnahme**: Der dominante Gefäßstiel des Transplantats ist die Peronea-Arterie, welche aus der Arteria tibialis posterior entspringt. Bei Hebung des Transplantats werden die Segmente von distal nach proximal entnommen, um einen möglichst langen Gefäßstiel, in proximaler Richtung, für eine erfolgreiche Anastomose in der Empfängerregion sicherzustellen.
- **Sicherheitsabstände**: Bei Hebung der Segmente in der Spenderregion sind Sicherheitsabstände zum Außenknöchel bzw. Kniegelenk einzuhalten. Üblicherweise werden 8 cm zum distalen Ende des Außenknöchels und 6-8 cm zum proximalen Ende des Wadenbeinköpfchens veranschlagt.
- **Minimale Segmentlänge**: Eine minimale Segmentlänge von üblicherweise ca. 2,5 cm ist erforderlich, um einer Nekrose vorzubeugen.
- **Ausrichtung Facies lateralis und Gefäßstiel**: In der Empfängerregion ist bei der Einbringung des Transplantats auf eine mediale Lage der blutversorgenden Gefäße zu achten, so dass die Außenseite der Fibula (Facies lateralis) auch die Außenseite des rekonstruierten Unterkiefers bildet. Somit kann die Fixierung der Segmente über eine Rekonstruktionsplatte ermöglicht werden.
- **Anastomose**: Für den Erfolg einer Rekonstruktion ist die Anastomose der Gefäße in der Empfängerre-

gion und somit der Austrittspunkt des Gefäßstiels am Neo-Unterkiefer von entscheidender Bedeutung. Vor allem bei Rekonstruktionen des Gelenkfortsatzes (bspw. Klasse H) ist darauf zu achten, dass das an der Fibula am weitesten distal gehobene Segment das rekonstruierte Kiefergelenk bildet. Konsequenterweise lässt sich darüber ein unerwünschter Austritt am Kiefergelenk vermeiden.

- **Ausrichtung Facies posterior**: Für die Rekonstruktion eines begleitenden Weichgewebedefektes muss die Ausrichtung der Facies posterior der Fibula und somit der damit verbundenen Hautinsel in der Empfängerregion mitberücksichtigt werden. Bei indiziertem intraoralen Weichgewebedefekt ist eine krestal (zum Kieferkamm hin orientierte), bei extraoralem Defekt eine zur Unterkieferbasis orientierte Facies posterior/Hautinsel zu wählen.
- **Auswahl des Spenderknochens**: Die geforderte mediale Lage der Gefäße, der gewünschte Gefäßaustritt am Neo-Unterkiefer sowie die zu berücksichtigende Ausrichtungen der Facies posterior und Facies lateralis beeinflussen schließlich maßgeblich den zu wählenden Spenderknochen. Je nach Konfiguration des Transplantats muss die linke oder rechte Fibula verwendet werden.

3.1.2.3 Segmentale Defekte und Rekonstruktionsvarianten

Mit Hilfe der konzipierten Anker und Substrukuren (Abschnitt 3.1.2.1) sowie unter Berücksichtigung der grundlegenden Rekonstruktionsregeln (Abschnitt 3.1.2.2) kann das akquirierte Wissen über die simulierten Unterkieferdefekte und ihre Rekonstruktionsvarianten (Abschnitt 3.1.1) systematisch beschrieben werden. Nachfolgend wird das Wissen im Detail an einem simulierten Defekt der Klasse H auf der linken Unterkieferseite (Abbildung 18 A) mit begleitendem Weichgewebedefekt exemplarisch beschrieben.

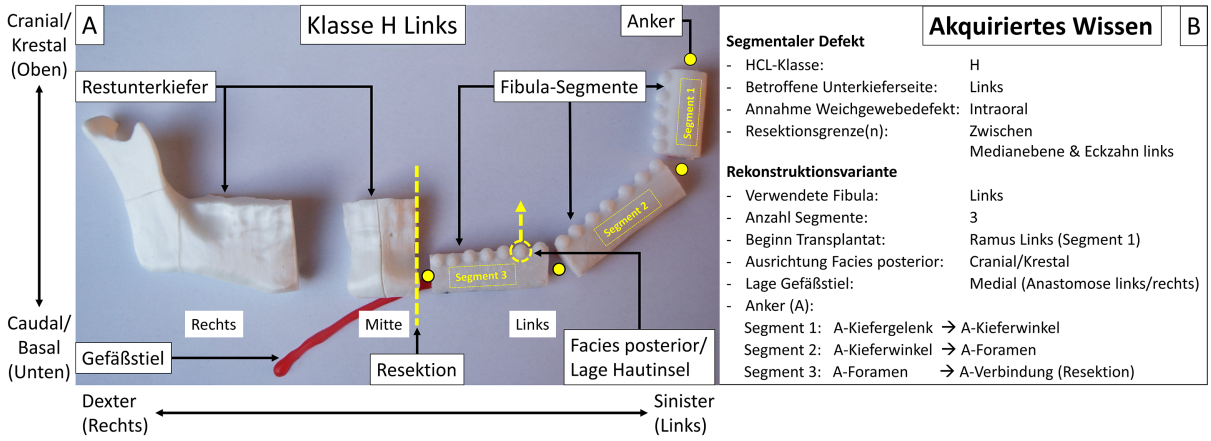


Abbildung 18: Wissensakquise am Modell. **A**: Modellierter segmentaler Defekt der Klasse H auf der linken Unterkieferseite. Die Resektion befindet sich in der Substruktur S4 des Unterkiefers (gestrichelte gelbe Linie). Die dargestellte Rekonstruktionsvariante setzt sich aus drei Segmenten der linken Fibula zusammen und weist eine krestal orientierte Facies posterior/Hautinsel (Kugeln) für die Wiederherstellung eines intraoralen Weichgewebedefektes auf. Der Gefäßstiel (Rot) verläuft auf der Knocheninnenseite und tritt medial am Neo-Unterkiefer aus. **B**: Strukturierte Auflistung des erhobenen Wissens. Die akquirierten Eigenschaften lassen sich in Wissen über den segmentalen Defekt und Wissen über die Rekonstruktionsvariante unterteilen. Quelle: Eigene Darstellung

Die Resektion verläuft in diesem Beispiel durch die Substruktur S4, zwischen der Medianebene und dem Eckzahn auf der linken Unterkieferseite (*Resektionsgrenze(n)* in Abbildung 18 B). Der Anker an der Resektion stellt hierbei eine Sonderform der eingeführten Anker dar. Er liegt immer in der beliebig/frei auf dem Unterkiefer positionierbaren Resektionsebene. Zusätzlich zu den neun fest vorgegebenen Ankern fungiert er als Endpunkt des Transplantats und beschreibt somit die Verbindung zwischen Transplantat und Rest-UK. Im Folgenden sind Anker an den Resektionsschnitten als Verbindungsanker (V-Anker) be-

schrieben. Maximal können zwei Resektionsschnitte geplant und somit zwei V-Anker positioniert werden.

Die dargestellte Rekonstruktionsvariante setzt sich aus drei Segmenten der linken Fibula zusammen (*Verwendete Fibula, Anzahl Segmente* in Abbildung 18 B). Zur Überbrückung des Ramus mandibulae wird das am weitesten distal gehobene Segment der Fibula verwendet (*Beginn Transplantat* in Abbildung 18 B). Die Positionierung aller nachfolgenden Segmente ist über die geordnete Anker-Liste geregelt (*Anker* in Abbildung 18 B). Eine Ankerreihenfolge beschreibt folglich die Zusammensetzung eines Transplantats mit mehreren Segmenten. Zur Wiederherstellung des betrachteten intraoralen Weichgewebedefektes ist die Hautinsel in der Empfängerregion krestal orientiert (*Ausrichtung Facies posterior* in Abbildung 18 B). Die blutversorgenden Peronea-Gefäße verlaufen auf der Innenseite des Transplantats und treten medial am simulierten Neo-Unterkiefer aus (*Lage Gefäßstiel* in Abbildung 18 B). Somit besteht die Möglichkeit der Anastomose an den Gefäßen der linken oder rechten Halsschlagader.

Insgesamt wurde das Wissen für 49 verschiedene segmentale Defekte des Unterkiefers mit jeweils einem begleitenden intra- oder extraoralen Weichgewebedefekt akquiriert. Die resultierende Gesamtzahl der dokumentierten Rekonstruktionsvarianten beträgt über alle Szenarien 264 (Tabelle 3).

Tabelle 3: Auflistung der simulierten segmentalen Unterkieferdefekte und Rekonstruktionsvarianten für die Wissensakquise.

HCL-Klasse	Anzahl Defekte	Anzahl Varianten zur Rekonstruktion bei intraoralem Weichgewebedefekt	Anzahl Varianten zur Rekonstruktion bei extraoralem Weichgewebedefekt	Anzahl Varianten gesamt
H links	4	5	5	10
H rechts	4	5	5	10
HC links	2	3	3	6
HC rechts	2	3	3	6
HCL links	2	6	6	12
HCL rechts	2	6	6	12
L links	7	18	18	36
L rechts	7	18	18	36
LC links	4	12	12	24
LC rechts	4	12	12	24
LCL	4	24	24	48
C	6	14	14	28
HH	1	6	6	12
Gesamt	**49**	**132**	**132**	**264**

3.1.2.4 Funktionelle und ästhetische Aspekte

Neben den allgemeingültigen Rekonstruktionsregeln aus Abschnitt 3.1.2.2 werden verschiedene funktionelle und ästhetische Anforderungen an Ausrichtung, Form und Lage des Knochentransplantats in der Empfängerregion gestellt (Bak et al. 2010; Hirsch et al. 2009; Kim et al. 2016; Levine et al. 2013; Nakao et al. 2017; Raith et al. 2018). Diese Aspekte sind abhängig von der spezifischen Patientenanatomie und daher für jeden Fall individuell zu betrachten. Die Begutachtung einer Rekonstruktion unter den funktionellen und ästhetischen Gesichtspunkten kann in diesem Kontext als *Personalisierung* des Transplantats angesehen werden. Zusammen mit zwei Chirurg*innen der MKG werden insgesamt sechs funktionelle und ästhetische Aspekte festgelegt, welche entscheidenden Einfluss auf die Güte einer Rekonstruktion haben. Im weiteren Verlauf dieser Arbeit wird ein Transplantat anhand dieser Aspekte analysiert, um es möglichst optimal in der Empfängerregion zu positionieren:

- **Vertikale Positionierung**: Bei der Rekonstruktion mit Fibulatransplantaten reicht die Knochenhöhe i.d.R. nicht bis zum bezahnten Alveolarfortsatz. Das Ziel der vertikalen Positionierung ist daher die Anpassung des Transplantatniveaus (Höhe). Dabei soll zwischen einer Positionierung entlang des unteren Unterkieferrandes (Basalrand), der mittig verlaufenden Skelettlinie und dem oberen Unterkieferrand (Alveolarkamm) unterschieden werden. Das Transplantatniveau hat somit direkten Einfluss auf die Anschlusshöhe des Transplantates an den Rest-UK.
- **Kiefergelenksposition**: Die Kiefergelenksposition stellt eine optionale Optimierung bei Wiederherstellung des Gelenkkopfes über das Knochentransplantat dar. Um einer Verkantung des Transplantats mit der Gelenkgrube (Fossa mandibularis) bei Bewegung des Kiefers vorzubeugen, ist ein genügend großer Abstand zwischen beiden Strukturen einzuhalten. I.d.R. wird ca. 1 cm veranschlagt.
- **Transplantatorientierung**: Eine Optimierung der Orientierung verfolgt die bestmögliche Ausrichtung des Transplantats im Hinblick auf einen möglichst glatten und stufenfreien Übergang zum Rest-UK. So wird einer möglichst einheitlichen Knochenaußenseite Rechnung getragen und eine günstige Ausgangslage für die Segmentfixierung über eine Rekonstruktionsplatte geschaffen. Bei der Reorientierung ist allerdings zu beachten, dass chirurgische Grundregeln (siehe Ausrichtung Facies lateralis, Facies posterior und Gefäßstiel) nicht verletzt werden und die Rotationen sich in einem validen Bereich bewegen.
- **Natürliche Unterkieferform**: Die Wiederherstellung einer natürlichen Unterkieferform verfolgt das Ziel die Außenseite des Knochentransplantats an die Unterkieferaußenseite anzunähern. So kann die formgebende Struktur des unteren Gesichtsdrittels gewahrt werden.
- **Symmetrische Unterkieferform**: Aus ästhetischen Gesichtspunkten wird ein ähnlicher Ansatz wie bei der natürlichen Unterkieferform verfolgt. Aufgrund des quasi-symmetrischen Unterkieferaufbaus wird eine möglichst symmetrische Transplantatlage im Vergleich zum Knochen der Gegenseite angestrebt.
- **Kieferrelation**: Eine korrekte Relation zwischen Ober- und Unterkiefer ist von zentraler Bedeutung für die postoperative Versorgung der Patient*innen mit Zahnimplantaten. Für die postoperative Verankerung der Zahnimplantate müssen bereits bei der Unterkieferrekonstruktion ausreichend knöcherne Strukturen bereitgestellt und eine geeignete Positionierung der Transplantatsegmente sichergestellt werden. In der Literatur ist dieses Vorgehen als *Backward-Planning* bezeichnet. Die Kieferrelation hat somit entscheidenden Anteil an der sprech- und kaufunktionellen Wiederherstellung des Unterkiefers.

3.1.3 Konzepte für die strukturierte Wissensmodellierung

Damit das akquirierte Wissen für eine intelligente OP-Planung verwendet werden kann, muss es in eine maschinenlesbare Struktur überführt werden. Dabei wird eine Ontologie aufgebaut, welche das Wissen unabhängig von jeglicher Berechnungslogik bereitstellt. Im klassischen Sinne kann das strukturierte Wissen anschließend von einem Expertensystem interpretiert und für die Entscheidungsfindung genutzt werden. Im Falle der vorliegenden Arbeit soll auf Basis des hinterlegten Wissens eine automatisierte Berechnung von wissensbasierten Planungsvorschlägen für die Unterkieferrekonstruktion realisiert werden. Die sich daraus ergebenden Anforderungen an die Ontologie sind:

- **Konzepte der Ontologie**: Für die Wissensmodellierung sind geeignete Klassen und ihre Relationen zur Beschreibung des heterogenen Wissens über Unterkieferrekonstruktionen zu erarbeiten.
- **Ontologiesprache**: Im Hinblick auf die Interpretation des Wissens für die OP-Planung wird eine Strukturierung mittels RDF und RDFS angestrebt. Als Teil des *Semantic Web* dient RDF(S) der Formulierung von logischen Aussagen als Subjekt-Prädikat-Objekt-Tripel und ermöglicht darüber die einfache Formulierung komplexer Zusammenhänge (Abschnitt 1.3.1.1). Die Wissensrepräsentation mittels RDF(S)

ist beim Entwurf der Beschreibungslogik zu berücksichtigen.

- **Generalisierbarkeit und Erweiterbarkeit**: Bei Erarbeitung der Ontologie wird ein gewichtiges Augenmerk auf die Erweiterbarkeit um weiterer Szenarien (bspw. für die Rekonstruktion des Oberkiefers) sowie die Hinzunahme von zusätzlichen Transplantaten (bspw. des Beckenkamms) gelegt.
- **Wartung und Adaption**: Im Sinne einer einfachen Wartbarkeit und Adaption sollen kohärente Bereiche in der Ontologie geschaffen werden, welche zusammengehöriges Wissen gruppieren.
- **Assertionales Wissen der Ontologie**: Mit Hilfe der entworfenen Klassen und ihrer Eigenschaften wird das akquirierte Wissen aus Abschnitt 3.1.2 in die Ontologie überführt. Entsprechend sind konkrete Wissensinstanzen und deren Beziehungen untereinander zu modellieren.

Eine Übersicht der entwickelten Konzepte in der Ontologie ist in Abbildung 19 als radiale Baumstruktur illustriert. Die Ontologie definiert verschiedene Klassen, -hierarchien und -relationen mit deren Hilfe konkrete Wissensinstanzen und ihre Beziehungen modelliert werden können.

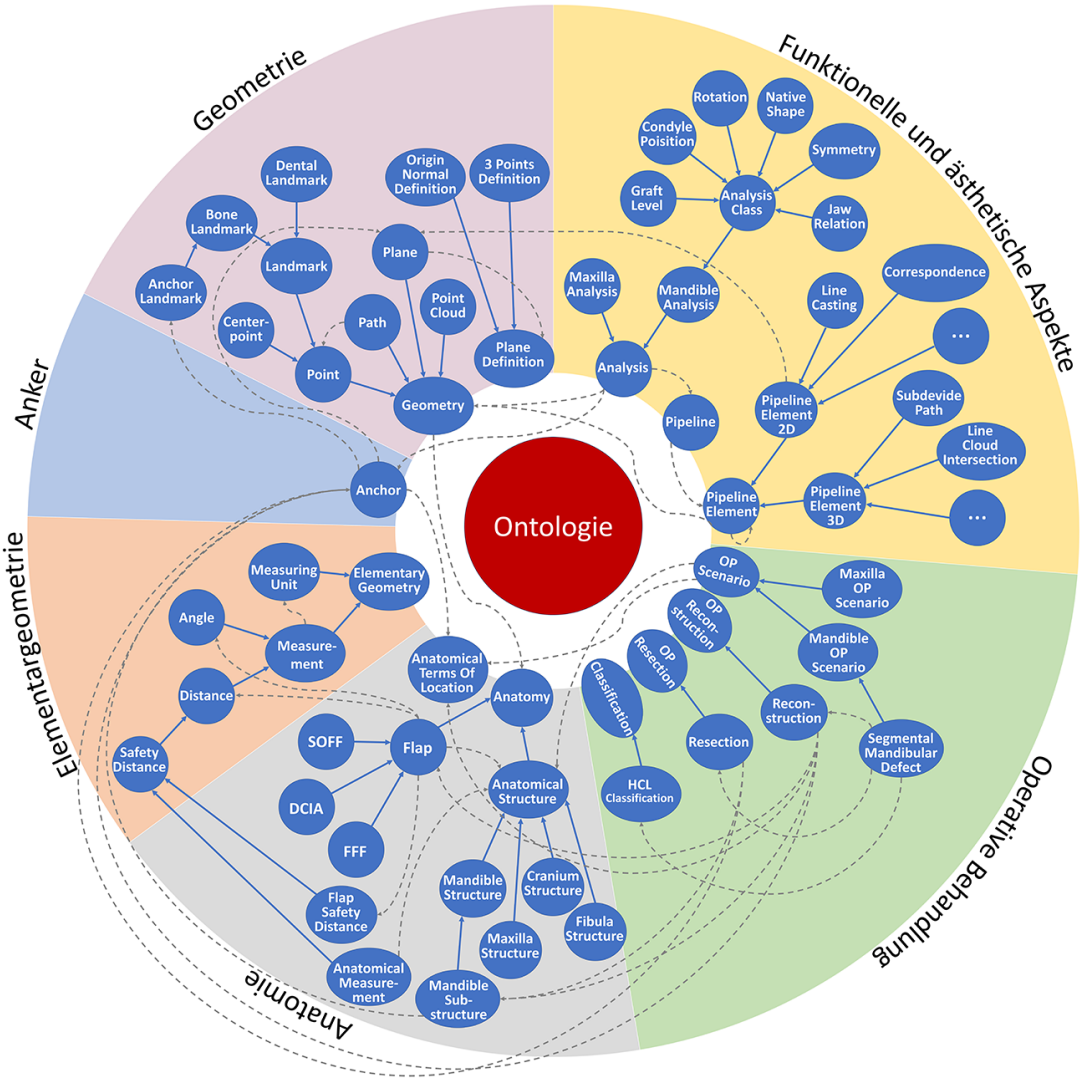


Abbildung 19: Radiales Baumdiagramm der Ontologie. Die Ontologie ist in sechs Bereiche untergliedert (farblich hinterlegte Bereiche). Jeder Bereich beinhaltet eine oder mehrere Klassen- (blaue Kreise) und Vererbungshierarchien (blaue Pfeile) sowie bereichsübergreifende Relationen zwischen den Klassen (gestrichelte, graue Pfeile). Der Detailierungsgrad einer Klassenhierarchie nimmt nach außen hin immer stärker zu. Die abstraktesten und grundlegendsten Konzepte finden sich in den innenliegenden Baumstrukturen. Quelle: Eigene Darstellung

Inhaltlich betrachtet ist die Ontologie in sechs kohärente Bereiche für die Modellierung der verschiedenen Aspekte einer Unterkieferrekonstruktion untergliedert:

- **Operative Behandlung**: Die operative Behandlung umfasst Konzepte zur Beschreibung der, in der Wissensakquise, modellierten segmentalen Defekte und Rekonstruktionsvarianten, unter Berücksichtigung der allgemeingültigen Rekonstruktionsregeln.
- **Funktionelle & ästhetische Aspekte**: Dieser Bereich beinhaltet Klassen zur Definition von funktionellen und ästhetischen Aspekten einer Unterkieferrekonstruktion. Die Konzepte ermöglichen die Beschreibung von Berechnungsbausteinen für die Analyse und Optimierung der Transplantatausrichtung, -form und -lage unter Berücksichtigung der individuellen Patientenanatomie.
- **Anatomie**: Hier werden alle notwendigen Konzepte für die Beschreibung von anatomischen Strukturen (bspw. Unter- oder Oberkiefer), Substrukturen des Unterkiefers, Transplantate (bspw. Fibulatransplantat) und anatomischen Lagebezeichnungen gruppiert.
- **Anker**: Das zentrale Konzept der Anker ist in einem eigenen Bereich modelliert. Neben der hierarchischen Festlegung als 3D-Punkt am Unterkiefer ist die Ankerklasse mit den Substrukturen des Unterkiefers assoziiert, welche jeweils durch zwei Anker begrenzt werden.
- **Geometrie**: Der Bereich der Geometrie beinhaltet alle notwendigen Konzepte für die Beschreibung von geometrischen Objekten wie Ebenen, Pfaden, Punktwolken sowie Punkten und anatomische Landmarken im 3D-Raum.
- **Elementargeometrie**: Die Elementargeometrie dient der Formulierung von Distanzen (bspw. Sicherheitsabstände) und Winkeln.

In den nachfolgenden Abschnitten sind die wichtigsten Klassen und ihre Zusammenhänge für die strukturiert Repräsentation des akquirierten Wissens in der Ontologie beschrieben.

3.1.3.1 Modellierung von segmentalen Defekten und Rekonstruktionsregeln

Für die Beschreibung eines segmentalen Defektes, seiner Rekonstruktionsvarianten und der grundlegenden Rekonstruktionsregeln werden verschiedene Konzepte aus der Ontologie verwendet. Ein Ausschnitt der wichtigsten Klassenhierarchien und Relationen ist in Abbildung 20 zu sehen. Mit weitverzweigten Beziehungen in verschiedene Bereiche der Ontologie wird heterogenes Wissen über rekonstruierende Maßnahmen, die Humananatomie sowie geometrische Objekte und Distanzmaße zusammengeführt.

Um den Anforderungen an eine generalisierbare und erweiterbare Ontologie gerecht zu werden, ist bei der Klassenhierarchie die Hinzunahme zusätzlicher operativer Eingriffe bereits vorgesehen. Entsprechend lassen sich, analog zum Vererbungsbaum der Unterkieferrekonstruktion (Abbildung 20 *1-3*), bspw. Hierarchien für die Rekonstruktion des Oberkiefers oder des Mittelgesichts beschreiben. Die betroffene Anatomie ist auf oberster Ebene mit einem operativen Eingriff verbunden (Abbildung 20 *12*). Spezifische Eigenschaften eines Eingriffs, wie die HCL-Klassifikation oder Resektions- und Rekonstruktionsbeschreibungen (Abbildung 20 *4-7*), finden sich auf der untersten Vererbungsebene.

Bei Betrachtung einer Unterkieferrekonstruktion bietet es sich an, aufgrund der unterschiedlichen anatomischen Lokalisationen, zwischen Spender- und Empfängerregion zu unterscheiden. Diese Trennung findet sich in der Ontologie wieder (Abbildung 20 *7, 10*). Erweiterungen um Transplantate wie bspw. den Beckenkamm oder das Schulterblatt können so flexibel vorgenommen werden, ohne das bereits vorhandene Wissen über die Rekonstruktion mittels Fibulatransplantat anpassen zu müssen.

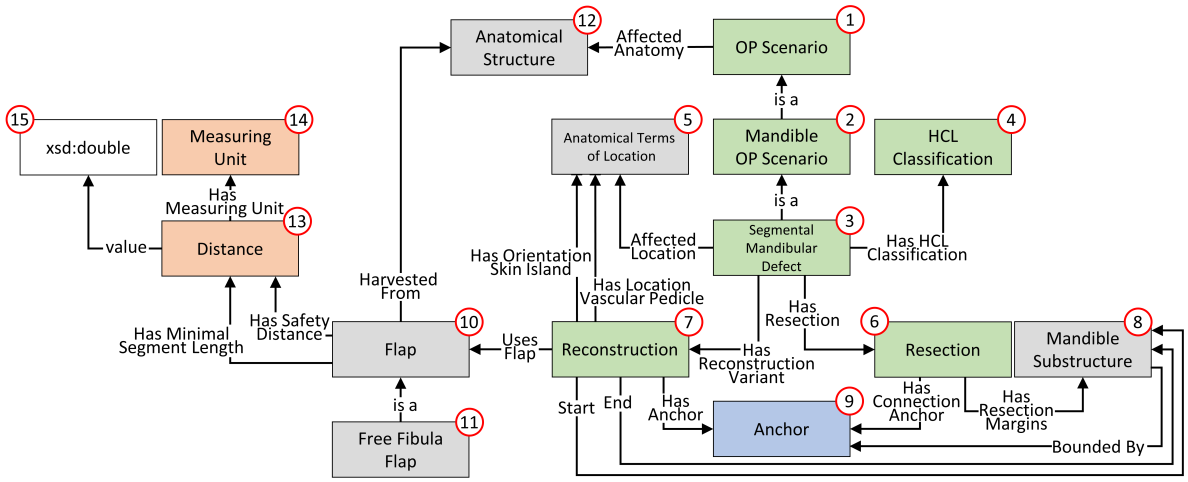


Abbildung 20: Konzepte für die Modellierung segmentaler Unterkieferdefekte. Die Klassen der Ontologie (Rechtecke) sind anhand ihrer farblichen Kennzeichnung den verschiedenen Ontologie-Bereichen (Grün: Operative Behandlung, Grau: Anatomie, Blau: Anker, Rot: Elementargeometrie) zugeordnet. Für eine eindeutige Kennzeichnung ist jede Klasse mit einer Zahl (rote Kreise) versehen. Relationen zwischen den Klassen sind durch Pfeile gekennzeichnet. Quelle: Eigene Darstellung

Die Verwendung der Ontologieklassen zur Wissensmodellierung ist im Folgenden beschrieben. Anhand des Beispiels aus Abschnitt 3.1.2.3 (Rekonstruktion der Klasse H mit drei Segmenten) werden die wichtigsten Klassen und Relationen exemplarisch erläutert.

Ein segmentaler Defekt des Unterkiefers umfasst in jedem Szenario vier Arten von Informationen (Abbildung 21): (1) Eigenschaften um den Defekt präzise zu beschreiben, (2) Definitionen der Resektionsschnitte, (3) die Beschreibung verschiedener Rekonstruktionsvarianten und (4) allgemeine Informationen über die zu verwendende Spenderregion.

Die Lage der Resektionsschnitte, an welchen der Unterkiefer durchtrennt wird, kann über die Klasse *Resection* (Abbildung 21 *3*) für jeden Defekt modelliert werden. Die exakte Position variiert hierbei von Fall zu Fall. Entsprechend wird für jeden Defekt ein Bereich (Substrukturen des Unterkiefers) festgelegt, in welchem die konkreten Schnitte lokalisiert sein können. Im betrachteten Beispiel aus Abbildung 18 ist für die Resektion der linken Unterkieferhemisphäre lediglich ein Resektionsschnitt in der Substruktur S4 vorgesehen. Eine dementsprechende Modellierung findet sich in der Ontologie (Abbildung 21 *4*). Insgesamt sieht die Ontologie die Festlegung von maximal zwei Schnitten pro Defekt vor. Zusätzlich ist jedem Schnitt ein V-Anker als Anschlussstelle des Transplantats an den Rest-UK zugeordnet (Abbildung 21 *5*).

Eine Instanz der Klasse *Reconstruction* (Abbildung 21 *6*) gruppiert alle Eigenschaften einer spezifischen Rekonstruktionsvariante. Instanzen dieser Klasse beschreiben somit die modellierten Transplantatkonfiguration aus der Wissensakquise, unter Beachtung der grundlegenden Rekonstruktionsregeln. Im Detail ist für jede Variante das zu verwendende Transplantat (Abbildung 21 *9*) angegeben. Alle Eigenschaften der Spenderregion werden hierüber modelliert. Über die Relation *Has Anchor* wird eine geordnete Liste der zu verwendenden Anker im Bereich des resezierten Unterkieferabschnittes angelegt. Entsprechend finden sich für das betrachtete Beispiel die Anker *Kiefergelenk links*, *Kieferwinkel links* und *Foramen links* (Abbildung 21 *8*). Zusammen mit dem V-Anker der *Resection* definieren sie alle Segment-Endpunkte des Transplantats in der Empfängerregion. Über die *Mandible Substructure* (Abbildung 21 *7*) ist kodiert, welche Substruktur des Unterkiefers mit dem am weitesten distal (*Start*) und am weitesten proxi-

mal (*End*) gehobenen Segmentes aus der Fibula rekonstruiert wird. Diese Information ist für die spätere Interpretation des Wissens von zentraler Bedeutung, da sie die Reihenfolge beschreibt, in welcher die Segmente aus der Fibula auf die Empfängerregion übertragen werden. Für die Facies posterior ist eine nach krestal (intraoral) oder nach basal (extraoral) orientierte Hautinsel angegeben (Abbildung 21 *11*). Des Weiteren ist die Austrittsstelle der Transplantat-Gefäße am Neo-Unterkiefer eindeutig beschrieben (Abbildung 21 *10*). Mit Hilfe der Klassen zur Modellierung des Wissens in der Empfängerregion kann ein Transplantat eindeutig konfiguriert und grundlegende Regeln, wie die nach außen ausgerichtete Facies lateralis (Knochenaußenseite der Fibula) und die innen-seitig liegenden Gefäße, berücksichtigt werden.

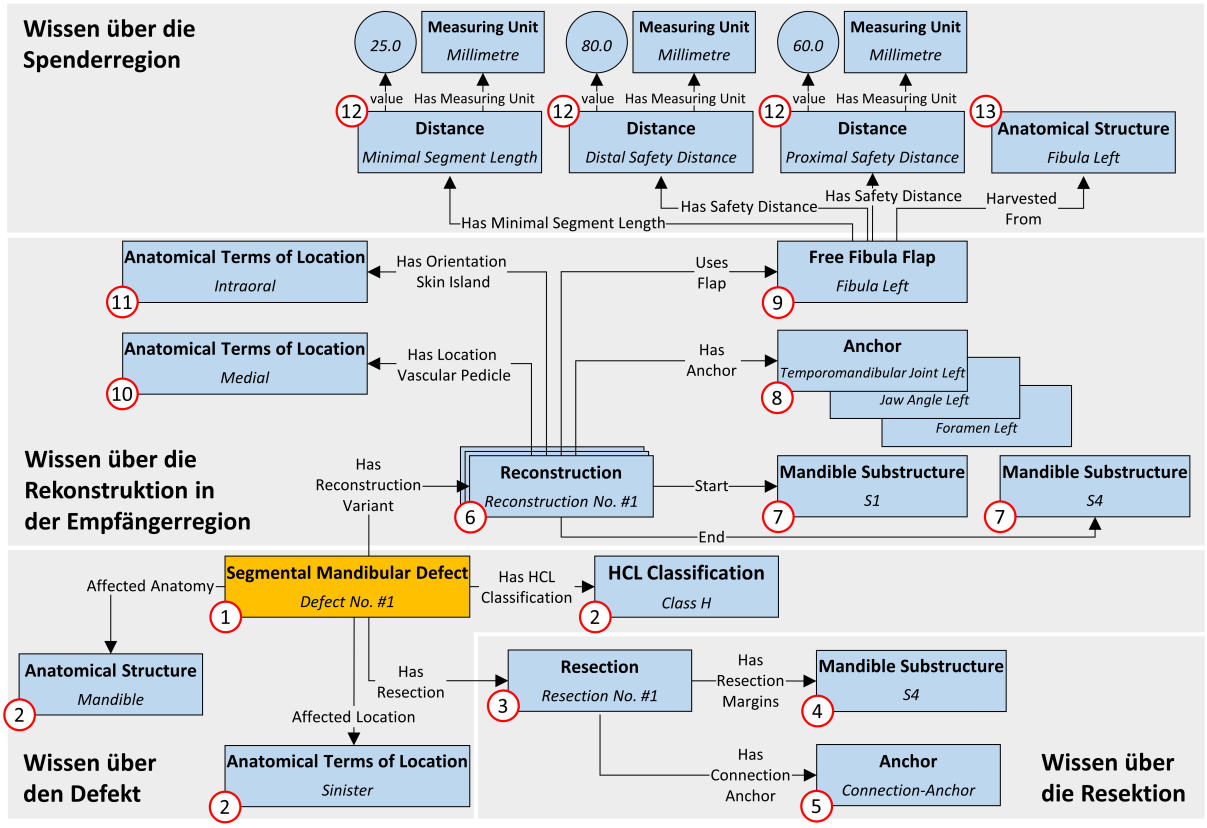


Abbildung 21: Wissensmodellierung für einen segmentalen Unterkieferdefekt. Exemplarische Modellierung eines Defektes der Klasse H auf der linken Unterkieferseite mit begleitendem intraoralen Weichgewebedefekt. Das Wissen unterteilt sich in vier Arten von Informationen (grau hinterlegte Bereiche). Die Kästen (Blau, Orange) illustrieren einzelne Klassen, mit dem Klassenname (fett) und der konkreten Wissensinstanz (kursiv), für das betrachtete Beispiel. Klassenrelationen sind über Pfeile gekennzeichnet. Ausgangspunkt für die Modellierung eines segmentalen Defektes ist die zentrale Klasse *Segmental Mandibular Defect* (Orange). Für eine eindeutige Kennzeichnung ist jede Klasse mit einer Zahl (rote Kreise) versehen. Quelle: Adaptiert aus Hagen et al. (Hagen et al. 2023)

Die modellierten Informationen für die Spenderregion beschreiben die grundlegenden Eigenschaften, welche bei der Verwendung eines Knochentransplantats der Fibula berücksichtigt werden müssen. Das sind zum einen Distanzangaben wie die minimal mögliche Segmentlänge oder einzuhaltende Sicherheitsabstände bei der Hebung des Transplantats (Abbildung 21 *12*). Zum anderen ist die linke Fibula als verfügbarer Spenderknochen angegeben (Abbildung 21 *13*). Das Wissen der Spenderregion ist allgemeingültig und kann daher mit einer beliebigen Anzahl an unterschiedlichen Rekonstruktionsvarianten in Verbindung gebracht werden.

3.1.3.2 Modellierung funktioneller und ästhetischer Rekonstruktionsaspekte

Die Betrachtung der funktionellen und ästhetischen Aspekte einer Unterkieferrekonstruktion erfolgt auf Basis der in Abschnitt 3.1.2.1 entwickelten Anker. Ausrichtung, Form und Lage eines Transplantats in der Empfängerregion sind dabei maßgeblich durch die beteiligten Anker beschrieben. Durch eine verbesserte Ankerposition kann somit auch eine verbesserte Rekonstruktion für die individuelle Patientenanatomie erzielt werden. Folglich soll das Transplantat an den formgebenden Ankern hinsichtlich der sechs identifizierten funktionellen und ästhetischen Aspekte (Abschnitt 3.1.2.4) analysiert werden.

Unabhängig von jeglicher Defektklassifikation ist in der Ontologie für einen Anker jeweils eine Analyse für jeden Aspekt modelliert. Dabei ist zu beachten, dass für das Transplantatniveau aus klinischer Sicht eine Einstufung in drei Höhen (apikal, zentral und basal) von Interesse ist. Folglich ergeben sich für den Aspekt des Transplantatniveaus drei unabhängige Analysen pro Anker. Insgesamt beinhaltet die Ontologie für jeden Anker somit acht Analysen für die unterschiedlichen Aspekte (Abbildung 22 *roter Kasten*).

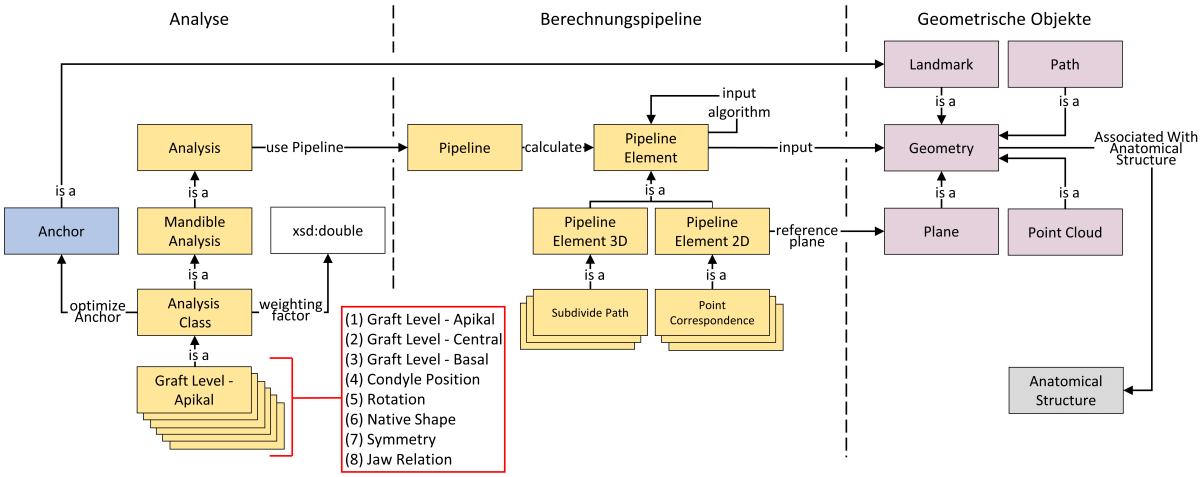


Abbildung 22: Konzepte für die Modellierung von Analysen und Geometrien. Die Klassen der Ontologie (Rechtecke) sind anhand ihrer farblichen Kennzeichnung den verschiedenen Ontologie-Bereichen (Gelb: Funktionelle und ästhetische Aspekte, Blau: Anker, Rot: Geometrie) zugeordnet. Relationen zwischen den Klassen sind durch Pfeile gekennzeichnet. Die Stapel unter *Graft Level*, *Subdivide Path* und *Point Correspondence* verdeutlichen, dass weitere Subklassen in der Ontologie vorhanden sind. Im Falle der Analyseklassen sind die Subklassen (roter Kasten, links) namentlich aufgeführt. Quelle: Eigene Darstellung

Die Klassenhierarchie zur Modellierung von Analysen beschreibt eine mehrstufige Vererbungsstruktur. Als zentrales Konzept gruppiert die *Analysis Class* alle relevanten Eigenschaften (Abbildung 22 links). Die davon abgeleiteten Subklassen beschreiben jeweils einen der acht festgelegten funktionellen und ästhetischen Aspekte.

Die schrittweise Berechnung einer Analyse ist in der *Pipeline* (Abbildung 22 Mitte) beschrieben. Diese setzt sich aus 2D- und 3D-Berechnungsbausteinen zusammen. Jeder Baustein definiert dabei eine in sich abgeschlossene Berechnung. Als Eingabe dienen verschiedene geometrische Objekte. In der Ontologie beschreibt ein geometrisches Objekt eine Wissensinstanz für ein Objekte des 3D-Raums (bspw. eine konkrete Landmarke oder triangulierte Oberfläche) (Abschnitt 3.1.3.3). Jede Geometrie ist wiederum mit einer anatomischen Struktur (bspw. dem Unterkiefer) assoziiert (Abbildung 22 rechts). So lassen sich verschiedene Bezugsebenen, Pfade oder Landmarken modellieren. Als Unterklasse der Landmarken stellen die Anker des Unterkiefers eine spezielle Teilmenge von Landmarken in der Ontologie dar.

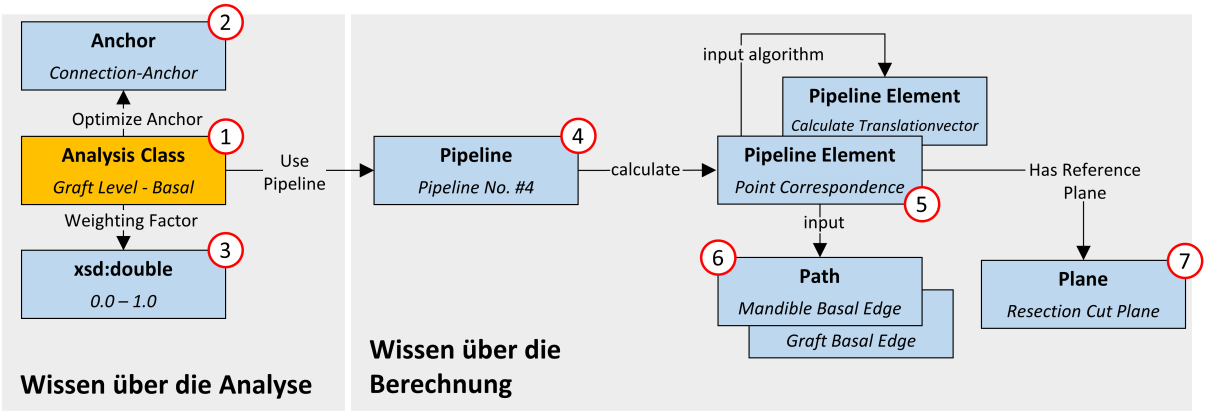


Abbildung 23: Wissensmodellierung für die vertikale Verschiebung eines Ankers. Das Wissen unterteilt sich in zwei Arten von Informationen (grau hinterlegte Bereiche). Kästen (Blau, Orange) illustrieren Klassen (fett: Klassenname, kursiv: konkrete Wissensinstanz). Klassenrelation sind als Pfeile dargestellt und jeder Klasse ist eine Zahl zugeordnet (rote Kreise). Die zentrale Klasse ist *Analysis Class* (1). Sie gruppiert alle Informationen über den in diesem Beispiel zu analysierenden V-Anker (2), Gewichtungsfaktor (3) und der schrittweisen Berechnungspipeline (4) mit den einzelnen Berechnungsbausteinen (5). Ziel der modellierten Analyse ist die vertikale Verschiebung vom V-Anker, so dass am Übergang zum Rest-UK der untere Knochenrand des Transplantats auf dem Basalrand des Unterkiefers (6) liegt. Quelle: Adaptiert aus Hagen et al. (Hagen et al. 2023)

Die eingeführte Klassenstruktur (Abbildung 22) sieht nun die Modellierung diverser Analyseinstanzen für die Optimierung eines Transplantats, anhand der beteiligten Anker, vor. Am Beispiel der vertikalen Positionierung ist das modellierte Wissen nachfolgend beschrieben.

Jeder Analyse ist genau ein zu optimierender Anker sowie ein Gewichtungsfaktor zugeordnet (Abbildung 23 *1-3*). Über die Gewichtung kann der Einfluss einer Analyse auf das Rekonstruktionsergebnis individuell gesteuert werden. Insgesamt definieren diese Eigenschaften den Gegenstand einer Analyse. Das Beispiel in Abbildung 23 verfolgt somit eine vertikale Verschiebung vom V-Anker in Richtung Basalrand des Patientenunterkiefers. Ziel der Analyse ist es, den V-Anker am Übergang zum Rest-UK so zu positionieren, dass der untere Knochenrand des Transplantats auf Höhe des Basalrandes des Unterkiefers liegt (vgl. Abbildung 18).

Für die tatsächliche Durchführung beschreibt jede Analyse eine Abfolge von Berechnungsbausteinen (Abbildung 23 *5*). Jeder Baustein definiert eine bestimmte Berechnung und legt alle dafür notwendigen Eingabedaten fest. Das können Ergebnisse vorgelagerter Berechnungen (Abbildung 23 *5*) sowie geometrische Informationen wie Pfade oder Landmarken sein (Abbildung 23 *6*). Zudem besteht die Möglichkeit eine Bezugsebene festzulegen, in welcher eine Berechnung stattfinden soll (Abbildung 23 *7*). Die Reihenfolge der Berechnungen ist über die assoziierte *Pipeline* einer Analyse fest vorgegeben (Abbildung 23 *4*), welche als schrittweise Anleitung für die Analyseberechnung angesehen werden kann.

Insgesamt weist dieser Part der Ontologie einen starken algorithmischen Charakter auf. Die Interpretation der *Pipeline* durch eine Berechnungslogik resultiert in einem „Fehlerwert“, welcher die Abweichung der aktuellen Ankerposition zur berechneten, optimierten Lage darstellt. Daraus lässt sich anschließend eine geometrische Transformation für die verbesserte Positionierung eines Ankers bestimmen (Abschnitt 3.2).

3.1.3.3 Modellierung geometrischer Informationen

Die Klassen der Ontologie zur Modellierung von geometrischen Objekten ist in Abbildung 22 rechts dargestellt. Eine Geometrie ist immer mit einer bestimmten anatomischen Struktur assoziiert. Am Beispiel

der geometrischen Objekte des Unterkiefers (Abbildung 24) ist zu sehen, dass zwischen unterschiedlichen Arten von Objekten unterschieden wird:

- Anatomische und künstlichen Landmarken (Abbildung 24 *2*),
- Anker als spezielle Untermenge von Landmarken (Abbildung 24 *3*),
- Pfade und Linienverläufe entlang einer knöchernen Struktur (Abbildung 24 *4*),
- Repräsentationen von triangulierten knöchernen Oberflächen (Abbildung 24 *5*),
- Für die Planung relevante Bezugsebenen einer anatomischen Struktur (Abbildung 24 *6*).

Somit lassen sich in der Ontologie korrespondierende Wissensinstanzen für Objekte des 3D-Raumes modellieren. Diese Eigenschaften können von einer Berechnungslogik interpretiert und in direkten Bezug mit virtuellen Objekten in der Planungsszene gestellt werden (Abschnitt 3.2).

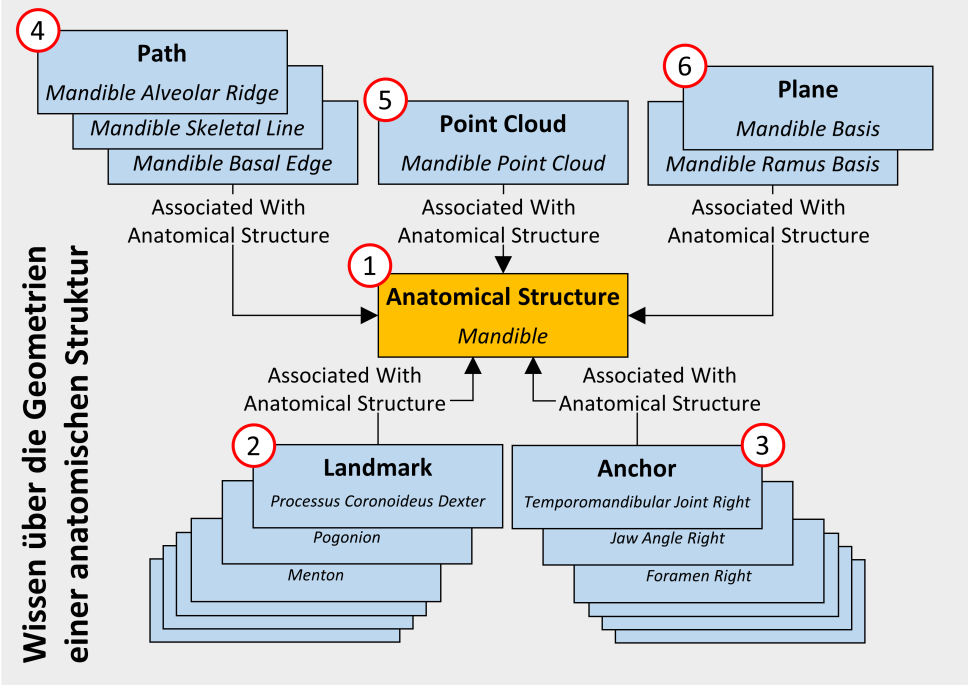


Abbildung 24: Wissensmodellierung für die Unterkiefergeometrie. Kästen (Blau, Orange) illustrieren Klassen (fett: Klassenname, kursiv: konkrete Wissensinstanz). Klassenrelation sind als Pfeile dargestellt. Jede Klasse ist mit einer Zahl (rote Kreise) zur Identifikation versehen. Das modellierte geometrische Wissen über den Unterkiefer (1) umfasst Instanzen aus den verschiedenen Geometrieklassen (2: Landmarken, 3: Anker, 4: Linienverläufe wie den Basalrand, Alveolarkamm und Unterkiefer-Skelettlinie, 5: Repräsentation der Knochenoberfläche als Punktwolke, 6: Bezugsebenen für die OP-Planung). Quelle: Eigene Darstellung

3.1.4 Realisierung einer Ontologie für die Rekonstruktionsplanung

In diesem Abschnitt ist die implementierte Wissensrepräsentation und Ontologieschnittstelle für die automatisierte Planung einer Unterkieferrekonstruktion beschrieben.

Die Modellierung des Wissens erfolgt auf Basis der RDF(S)-Empfehlung des W3C für die strukturierte und graphenbasierte Beschreibung von komplexen Zusammenhängen (Abschnitt 1.3.1.1). Damit das Wissen im weiteren Verlauf dieser Arbeit für die OP-Planung verwendet werden kann, wird eine SPARQL-Schnittstelle zur graphenbasierten Abfrage von Inhalten aus der Ontologie entwickelt. Die realisierte Schnittstelle umfasst zudem eine Überführung der abgefragten RDF(S)-Tripel-Graphen in Sprachkonzepte der Programmiersprache C++ für die Weiterverarbeitung durch das OP-Planungssystem (Abschnitt 3.2).

Die Implementierung der Ontologie und ihrer Schnittstelle wird im Rahmen von Reko-Compass in einem eigenen MITK-Modul (*KnowledgeBase*) gekapselt bereitgestellt. Zentrale Aspekte der einzelnen realisierten *KnowledgeBase*-Komponenten werden im Folgenden beschrieben.

3.1.4.1 Chirurgische Ontologie

Wie oben eingeführt werden die in Abschnitt 3.1.3 erarbeitete Konzepte mit Hilfe von RDF(S) in einer leichtgewichtigen Ontologie dargestellt. Jedes RDF(S)-Tripel bildet einen gerichteten Graphen und beschreibt genau eine in sich abgeschlossene Aussage (Abschnitt 1.3.1.1). Die modellierten Tripel umfassen Klassen und ihre Relationen (Abbildung 20 und Abbildung 22), sowie konkretes assertionales Wissen über Instanzen und ihre Eigenschaften, wie segmentale Defekte und ihre Rekonstruktionsvarianten (Abbildung 21), Analysepipelines (Abbildung 23) oder geometrische Informationen (Abbildung 24). Über TURTLE werden die erarbeiteten RDF- und RDFS-Graphen in einer textuellen und maschinenlesbaren Form repräsentiert. Insgesamt umfasst die realisierte chirurgische Ontologie 67 Klassen und 67 Relationen für die Modellierung von spezifischem Domänenwissen über segmentale Unterkieferdefekte. Ein Überblick über die Quantität der relevantesten Wissensinstanzen ist Tabelle 4 zu entnehmen. Insgesamt beinhaltet die Ontologie exakt 900 konkrete Instanzen zur Beschreibung der unterschiedlichen Aspekte für die OP-Planung einer Unterkieferrekonstruktion aus Abschnitt 3.1.3.

Tabelle 4: Anzahl der wichtigsten Wissensinstanzen in der Ontologie.

Instanzen	Anzahl
Segmental Mandibular Defect	49
Resection	41
Reconstruction	264
Free Fibula Flap	2
HCL Classification	8
Anatomical Structure	5
Mandible Substructure	8
Anatomical Terms of Location	15
Analysis Class	80
Pipeline	80
Pipeline Element	266
Landmark	28 (Unterkiefer) 2 (Schädel) 7 (Oberkiefer) 4 (Fibulae)
Anchor	9
Path	3 (Unterkiefer) 1 (Oberkiefer) 4 (Fibulae)
Plane	4
Point Cloud	4

3.1.4.2 SPARQL-basierte Ontologieschnittstelle

Damit das Wissen aus der Ontologie für eine intelligente OP-Planung verwendet werden kann, muss innerhalb von Reko-Compass eine Schnittstelle zum gezielten Auslesen der modellierten Wissenselemente aus der TURTLE-Datei bereitgestellt werden. Das W3C definiert hierfür die graphenbasierte Abfragesprache SPARQL (Abschnitt 1.3.1.1). Nachfolgend ist beschrieben, wie das modellierte RDF(S)-Wissen aus der chirurgischen Ontologie mit Hilfe von MITK repräsentiert und über SPARQL-Abfragen angesprochen wird.

Für die Verarbeitung von RDF(S)-Konzepten und Datenformaten stellt das verwendete MITK-Framework eine spezielle RDF-Bibliothek bereit (German Cancer Research Center 2017). Diese ermöglicht den Import von modelliertem RDF(S)-Wissen in die C++-Umgebung von MITK sowie die direkte Ausführung von SPARQL-Abfragen auf den eingelesenen Tripeln.

Das importierte Wissen wird im MITK als sog. *triplestore* bereitgestellt. Eine klassische SPARQL-Abfrage kann als einfacher *string* formuliert und über den *triplestore* direkt auf dem Wissen in der Ontologie aus-

geführt werden. Als Suchergebnis der Anfrage liefert der *triplestore* eine Menge identifizierter Wissensinstanzen als sog. *RDFNodes* (Knoten) zurück. Ein Knoten stellt in diesem Zusammenhang eine *Ressource* aus der Ontologie dar. Wie in den Grundlagen (Abschnitt 1.3.1.1) beschrieben kann es sich hierbei um eine eindeutig identifizierbare URI-Referenz oder ein Literal (bspw. ein Double-Wert) handeln.

Sowohl die URI eines Knotens als auch ein Literal werden in MITK als *string* dargestellt. Um auf Basis der angefragten Zeichenketten nun eine intuitive Interpretation und automatisierte Weiterverarbeitung des Wissens durch das OP-Planungssystem (Abschnitt 3.2) gewährleisten zu können, werden die *strings* auf unterschiedliche C++-Sprachkonzepte abgebildet (Abschnitt 3.1.4.3).

3.1.4.3 Abbildung des RDF-Wissens in Sprachkonzepte von C++

Für die Abbildung des modellierten RDF(S)-Wissens in Sprachkonzepte der Berechnungslogik existiert für jede *Ressource* aus der Ontologie ein korrespondierendes *data struct*, ein Enumerationswert oder ein passender primitiver Datentyp (Abbildung 25). Das Wissen kann somit aus der unhandlichen Beschreibung als Zeichenkette in geeignete C++-Konzepte überführt werden.

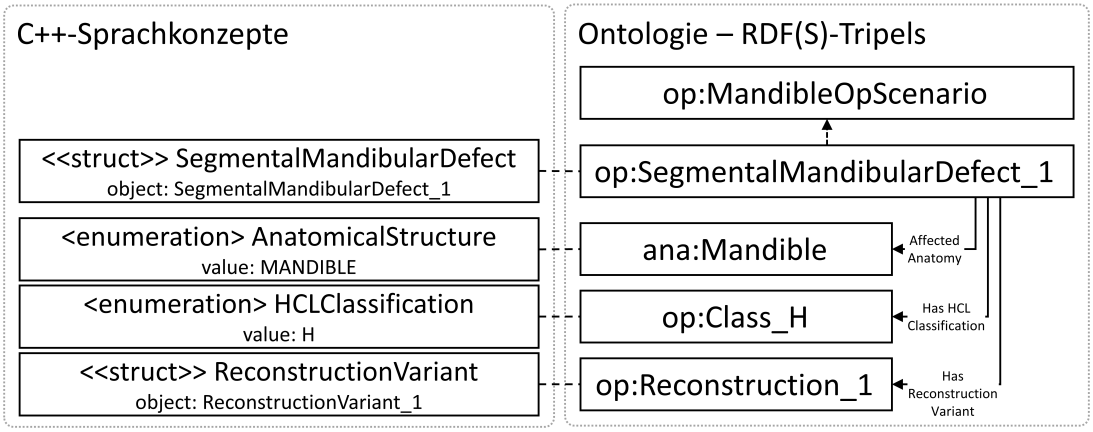


Abbildung 25: Abbildung von RDF(S)-Tripel in C++-Sprachkonzepte. Für jede Ressource aus der Ontologie (rechts) existiert in der realisierten Ontologieschnittstelle ein C++-Sprachkonzept (links). Quelle: Eigene Darstellung

Eine Unterscheidung bei Überführung des Wissens in *data structs*, Enumerationen und primitiven Datentypen wird anhand der modellierten Eigenschaften einer *Ressource* vorgenommen. Umfasst diese eine Vielzahl an Eigenschaften (Subjekt-Prädikat-Objekt-Tripel), wird die *Ressource* durch ein korrespondierendes *data struct* repräsentiert. Somit stellt ein *struct* im klassischen Sinne einen Datencontainer dar, welcher das gesamte Wissen über ein weitverzweigtes Konzept aus der Ontologie kapselt. Typische Vertreter welche als *data struct* implementiert werden sind die Ontologiekonzepte *Segmental Mandibular Defect* oder *Reconstruction* (Abbildung 25).

Ressourcen mit wenigen bis keine weiterführenden Eigenschaften treten in der Ontologie i.d.R. als Endknoten und somit als Objekt eines Tripels auf. Typische Vertreter sind die HCL-Klassen zur Klassifikation eines Unterkieferdefektes, anatomische Landmarken oder Anker. Im Kontext der Überführung in C++-Sprachkonzepte werden diese Endknoten als Enumerationswerte dargestellt.

Modellierte Literale der Ontologie werden mit Hilfe von primitiven Datentypen beschrieben. So lassen sich die Anzahl an Segmenten einer Rekonstruktionsvariante als Integer-, oder die hinterlegte minimale Segmentlänge eines Transplantats als Double-Wert implementieren.

3.2 Konzeption und Realisierung eines wissensbasierten OP-Planungssystems

Herzstück von Reko-Compass ist die virtuelle OP-Planung. Im Folgenden werden die entworfenen Konzepte und Realisierungen für die wissensbasierte Planung einer tumorbedingten Unterkieferrekonstruktion mittels mikrochirurgischem Fibulatransplantat vorgestellt.

Wie in Abschnitt 2.1 herausgearbeitet, soll das OP-Planungssystem direkt vom ärztlichen Personal bedient werden können, um eine effiziente und klinikinterne Interventionsplanung zu ermöglichen. In diesem Zusammenhang ist auf eine intuitive Bedienoberfläche zu achten, welche die Benutzer*innen durch den Planungsprozess leitet und mit automatisierten Planungsschritten aktiv unterstützt. Für die virtuelle OP-Planung bedarf das zu entwickelnde System unterschiedlicher Funktionalitäten:

- Manuelle Planung einer Tumorresektion am Unterkiefer,
- Automatisierte Berechnung von wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen,
- Möglichkeiten für den Vergleich von Vorschlägen und zur manuellen Feinjustierung (interaktive Rekonstruktionsplanung).

Daraus ergeben sich für das OP-Planungssystem die folgenden, konkreten Entwurfsziele:

- **Intuitiver Planungsworkflow**: Für eine zeiteffiziente und vom ärztlichen Personal autark durchführbare OP-Planung wird ein intuitiver Planungsworkflow konzipiert, welcher die Benutzenden schrittweise durch den Planungsprozess leitet, ein einfaches Undo/Redo-Konzept anbietet und für jeden Planungsschritt eine dedizierte Auswahl der benötigten Planungsdaten präsentiert.
- **Entwurf und Registrierung anatomischer Referenzmodelle**: Um eine zuverlässige und qualitativ hochwertige Rekonstruktionsplanung sicherzustellen, werden geeignete anatomische Referenzmodelle des Ober- und Unterkiefers entworfen. Eine akkurate Registrierung der Modelle auf die individuelle Anatomie der behandelten Person soll mit möglichst wenig Interaktion erfolgen, um eine effiziente sowie reproduzierbare Initialisierung zu gewährleisten.
- **Einfache und präzise Tumorresektionsplanung**: Die Festlegung der Resektionsschnitte am Unterkiefer ist von entscheidender Bedeutung für das OP-Ergebnis. Um eine einfache, präzise und maximal flexible Schnittplanung zu gewährleisten, ist die manuelle Positionierung und Ausrichtung von Schnittebenen auf dem Unterkiefer vorgesehen.
- **Automatisierte Berechnung von wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen**: Für die intelligente Transplantatplanung sollen, auf Basis der Ontologie, qualitativ hochwertige Vorschläge zur Wiederherstellung des Unterkiefers mit autologen Fibulatransplantaten automatisiert berechnet werden.
- **Interaktive Rekonstruktionsplanung für die manuelle Feinjustierung**: Um ggf. Planungsvorschläge anpassen zu können, müssen diese manuell feinjustiert werden können.

Anhand der Entwurfsziele wurde, in der vorliegenden Arbeit, der in Abbildung 26 dargestellte Ablauf einer virtuellen OP-Planung für die Unterkieferrekonstruktion erarbeitet. Der Ablauf stellt eine Detaillierung der in Abschnitt 2.2.1 motivierten präoperativen OP-Planung mit Reko-Compass dar. Die einzelnen Schritte sind sequentiell angeordnet und gliedern sich in die drei nachfolgend beschriebenen Abschnitte: Planungsinitialisierung, Resektionsplanung und Rekonstruktionsplanung. Eine strukturierte Bereitstellung des umfangreichen chirurgischen Domänenwissens über eine eigens entwickelte Ontologie ist in Abschnitt 3.1 beschrieben.

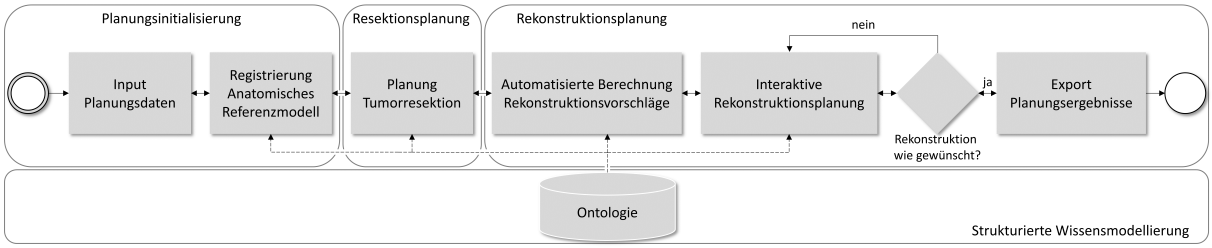


Abbildung 26: Ablauf der virtuellen OP-Planung. Der Ablauf setzt sich aus drei Abschnitten zusammen: Planungsinitialisierung, Resektionsplanung und Rekonstruktionsplanung. Eine strukturierte Wissensmodellierung ist in einer separaten Ontologie (Abschnitt 3.1) vorgesehen. Die Pfeile zwischen den Workflowschritten veranschaulichen die sequentielle Bearbeitungsreihenfolge und Doppelpfeile das angedachte Undo/Redo-Konzept. Gestrichelte Pfeile illustrieren den Datenfluss der Wissenselemente aus der Ontologie. Quelle: Eigene Darstellung

3.2.1 Planungsinitialisierung und anatomische Referenzmodelle

Die virtuelle Planung rekonstruierender Eingriffe basiert i.d.R. auf einer 3D-Volumenbildgebung (CT, CT-Angiographie oder DVT) sowie daraus segmentierten 3D-Oberflächenmodellen der relevanten anatomischen Strukturen (bspw. Knochen oder Gefäßverläufe) (Dell'Aversana Orabona et al. 2018; Liu et al. 2014; Seier et al. 2020). Neben der Patientenanatomie werden für eine akkurate und automatisierte OP-Planung zusätzlich tiefergehende Informationen, wie die Lage anatomischer Landmarken, optimal positionierte Referenzpunkte oder die Kennzeichnung von Knochenrändern benötigt. Im Falle der Unterkieferrekonstruktion kommt erschwerend hinzu, dass die betroffene Anatomie oftmals stark deformiert oder bereits reseziert ist (Sekundärrekonstruktionen). Somit fehlt eine Definition der angestrebten Zielgeometrie in dem zu rekonstruierenden Unterkieferabschnitt. Bei einseitig gelagerten Defekten kann auf die Spiegelung der gesunden Unterkieferseite entlang der Medianebene zurückgegriffen werden (Foley et al. 2013). Dies ist allerdings nicht in allen Fällen ausreichend. Darüber hinaus ist eine korrekte Kieferrelation zwischen Ober- und Unterkiefer zu berücksichtigen.

Um eine akkurate OP-Planung zu gewährleisten, wird die Nutzung eines Kieferreferenzmodells, bestehend aus einer Ober- und einer Unterkieferreferenz, vorgeschlagen. Das Modell beinhaltet dedizierte, für den eigenen Ansatz relevante geometrische Informationen und dient als Zielgeometrie für die Transplantatplanung. Weiter wird ein Registrierungskonzept für die Abbildung der Referenz auf die Patientenanatomie erarbeitet.

Neben der Planungsinitialisierung in der Empfängerregion ist zudem eine vergleichbare Festlegung von relevanten Zusatzinformationen in der Spenderregion erforderlich. Die entsprechenden Konzepte für die Initialisierung der Fibula werden am Ende dieses Abschnittes erläutert.

Für alle nachfolgend beschriebenen geometrischen Informationen der Empfänger- und Spenderregion (Landmarken, Anker, Pfade, etc.) finden sich in der Ontologie korrespondierende Wissensinstanzen (Abschnitt 3.1.3.3). So existiert bspw. für eine anatomische Landmarke, welche im Weltkoordinatensystem eine eindeutige Position besitzt, eine gleichnamige Wissensinstanz in der Ontologie. Diese Verknüpfung erlaubt es, Objekte im Raum mit dem Wissen aus der Ontologie zusammenzuführen. Das Wissen kann somit bei der OP-Planung von der Berechnungslogik interpretiert und direkt auf die konkrete Patientenanatomie abgebildet werden. Nachfolgend werden die entworfenen Kieferreferenzen und ihre geometrischen Informationen beschrieben.

3.2.1.1 Anatomische Referenzmodelle

Die anatomischen Referenzmodelle (AR) des Kiefers bestehen aus einem Modell des Oberkiefers (AR^{OK}) und des Unterkiefers (AR^{UK}). Die Referenzmodelle setzen auf generischen, segmentierten Oberflächenmodellen aus der Arbeit von Nova (Nova 2018) zur intraoperativen Navigation in der orthognathen Chirurgie auf. Die Modelle repräsentieren jeweils 3D-Geometrien des Hartgewebes, bestehend aus den Knochenstrukturen und den zugehörigen Zahnreihen. Zusätzlich zu diesen rein anatomischen Strukturen werden in der vorliegenden Arbeit und für den hier beschriebenen Rekonstruktionsansatz weitere relevante geometrische Informationen benötigt:

- Anatomische Knochenlandmarken,
- Knochenränder und Unterkiefer-Skelettlinie,
- Ankerpunkte am Unterkiefer.

Die vom Autor erarbeiteten $\boldsymbol{AR^{OK}}$ und $\boldsymbol{AR^{UK}}$ sind in Abbildung 27 illustriert. Fokus des konzipierten Planungsansatzes liegt auf der bestmöglichen knöchernen Wiederherstellung des Unterkiefers nach Kontinuitätsverlust. Um Ungenauigkeiten bei der späteren automatisierten Rekonstruktionsberechnung vorzubeugen, wird ein zahnloses, rein knöchernes Modell für den Unterkiefer etabliert. Mit Hilfe der CAD/CAM-Suite *Blender* lassen sich geometrische Körper manuell modellieren und die dentalen Informationen aus dem $\boldsymbol{AR^{UK}}$ entfernen.

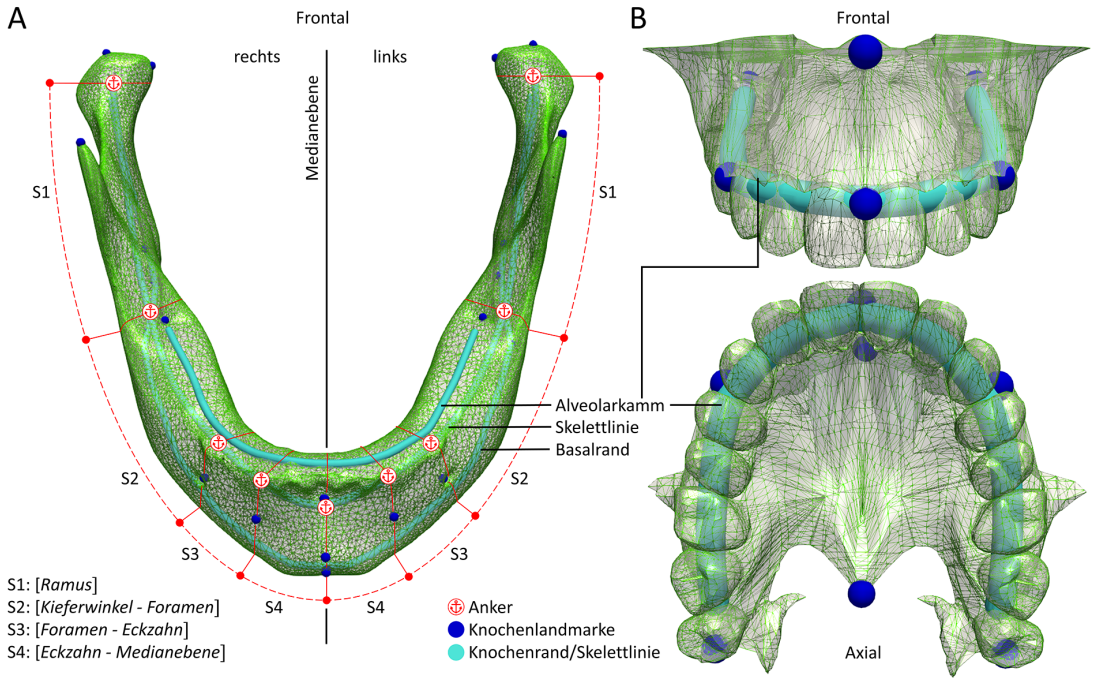


Abbildung 27: Referenzmodelle des Ober- und Unterkiefers. **A**: Anatomisches Referenzmodell des Unterkiefers. Das Modell ist anhand der neun Anker (rote Punkte) in acht logische Substrukturen (S1-S4) unterteilt. **B**: Anatomisches Referenzmodell des Oberkiefers. Quelle: Eigene Darstellung, Teile adaptiert aus Hagen et al. (Hagen et al. 2023)

Anatomische Knochenlandmarken

Die identifizierten Knochenlandmarken des $\boldsymbol{AR}^{OK}$ und $\boldsymbol{AR}^{UK}$ dienen der landmarkenbasierten Registrierung mit der Patientenanatomie. Vorzugsweise werden bekannte und relevante Landmarken aus der Kephalometrie und MKG sowie markante Knochenvorsprünge oder -senken verwendet. Bei der Definition wird eine möglichst gleichmäßige Verteilung der Landmarken über die beiden Modelle angestrebt, um die geometrischen Formen bestmöglich zu erfassen. Dabei ist zu beachten, dass in homogenen Bereichen eine eindeutige Positionierung nur schwer sichergestellt werden kann und somit die Anzahl begrenzt ist. In Bereichen mit starken Strukturänderungen lassen sich hingegen mehrere markante Landmarkenpunkte bestimmen. Die Festgelegten Landmarken sind für das $\boldsymbol{AR}^{UK}$ der Abbildung 27 A und für das $\boldsymbol{AR}^{OK}$ der Abbildung 27 B zu entnehmen. Des Weiteren lassen sich anhand der Landmarken des $\boldsymbol{AR}^{UK}$ die Basisebene des Unterkiefers (Unterkieferbasis) sowie die hintere Basisebene (Ramusbasis) aufspannen (Abbildung 28). Diese beiden Referenzebenen dienen im weiteren Verlauf der räumlichen Orientierung am Unterkiefer.

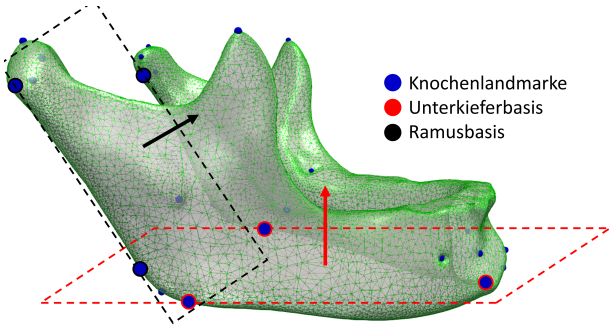


Abbildung 28: Referenzebenen des Unterkiefers.
Quelle: Eigene Darstellung

Knochenränder und Unterkiefer-Skelettlinie

Die Kennzeichnung der oberen und unteren Knochenränder des Unterkiefers sowie die Skelettlinie sind von zentraler Bedeutung für den eigenen konzipierten Ansatz zur automatisierten Rekonstruktionsberechnung. Die Knochenränder definieren den Bereich, in welchem das zu planende Transplantat positioniert werden kann. Als obere Begrenzung dient die Alveolarkamm-Linie des Corpus mandibulae (Abbildung 27 A). Die untere Begrenzung (Basalrand) setzt sich aus dem unteren Rand des Corpus mandibulae und den beidseits an den Kieferwinkeln aufsteigenden Hinterrändern der Rami mandibulae zusammen (Abbildung 27 A). Eine abstrakte Darstellung der Unterkieferform wird durch die Skelettlinie des $\boldsymbol{AR}^{UK}$ erreicht. Sie verbindet die beiden Kiefergelenke auf direktem Weg und verläuft mit äquidistantem Abstand zur Modelloberfläche (Abbildung 27 A).

Als Gegenpart zum Alveolarkamm des Unterkiefers beinhaltet das $\boldsymbol{AR}^{OK}$ eine Kennzeichnung des Alveolarkamms des Oberkiefers (Abbildung 27 B). Die räumliche Beziehung der beiden Kieferkämme ist im weiteren Verlauf dieser Arbeit von zentraler Bedeutung für die Etablierung einer korrekten Relation zwischen Ober- und Unterkiefer und somit entscheidend für die funktionelle Rekonstruktionsplanung.

Aus algorithmischer Sicht werden die Knochenränder über eine einfache Pfadsuche bestimmt. Ausgehend von einem Start- und Endpunkt werden entlang einer Kammlinie alle dazwischen liegenden Oberflächenpunkte ermittelt. Dabei werden die am nächsten an der Unterkiefer- bzw. Ramusbasis (für den Basalrand) oder an der Camperebene (für den Alveolarkamm) gelegenen Oberflächenpunkte erfasst. Die Skelettlinie des Unterkiefers kann mit Hilfe einer Skelettierung berechnet werden. Geglättete Linienverläufe werden durch Approximation der identifizierten Punkte über eine Splinefunktion bestimmt.

Anker am Unterkiefer

Wie in Abschnitt 3.1.2.1 erarbeitet beschreiben die neun Anker des $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{UK}}$ fest vorgegebene Referenzpunkte entlang der Skelettlinie (Abbildung 27 A). Sie unterteilen das Modell in acht, annähernd geradlinige Abschnitte (sog. Substrukturen) und stellen das zentrale Konzept für eine einheitliche Zusammenstellung eines mikrochirurgischen Knochentransplantats aus mehreren Segmenten der Fibula dar. Neben den neun fest vorgegebenen Ankern existieren zudem zwei, auf dem $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{UK}}$ frei positionierbare V-Anker. Im weiteren Verlauf dieser Arbeit kommen diese während der Tumorresektionsplanung zur Anwendung und definieren die Verbindungsstellen zwischen verbleibendem Rest-UK und geplantem Knochentransplantat.

3.2.1.2 Registrierung der Kieferreferenzmodelle auf die Patientenanatomie

Als Grundlage für die spätere Rekonstruktionsplanung ist eine möglichst exakte sowie zuverlässige Übertragung der Referenzmodelle auf die Patientenanatomie notwendig. Diesbezüglich wird ein mehrstufiges Konzept für eine landmarkenbasierte Registrierung erarbeitet. Das Verfahren setzt sich aus drei sequentiell ablaufenden Schritten zusammen:

- Spiegelung des Patientenunterkiefers ($\boldsymbol{Pat}^{\boldsymbol{UK}}$) (optional),
- Registrierung des $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{OK}}$ (optional),
- Registrierung des $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{UK}}$.

Isoliert betrachtet ist für die entwickelten Konzepte zur automatisierten Rekonstruktionsberechnung (Abschnitt 3.2.3) lediglich die Registrierung des $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{UK}}$ zwingend notwendig. Allerdings ist eine exakte Positionierung der Registrierungslandmarken auf dem $\boldsymbol{Pat}^{\boldsymbol{UK}}$, aufgrund von Deformitäten oder Strahlungsartefakten, oftmals nur schwer bis nicht möglich. Abhilfe kann durch die charakteristische U-Form des Unterkiefers sowie die bekannte Beziehung zum Oberkiefer geschaffen werden.

Bei einseitig gelagerten Defekten kann auf die quasi-symmetrische Form des Unterkieferknochens zurückgegriffen und eine Spiegelung der gesunden Unterkieferhälfte berechnet werden. Zusätzlich lässt sich eine Verbesserung des Registrierungsergebnisses auf Basis der bekannten Kieferrelation zwischen $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{OK}}$ und $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{UK}}$ erzielen. Vor allem bei zentral gelagerten Defekten im Bereich des Corpus mandibulae kann die fehlende/deformierte anatomische Information darüber approximiert werden. Die Etablierung einer korrekten Beziehung zwischen Ober- und Unterkiefer hat zudem entscheidenden Anteil an der funktionellen Wiederherstellung des Unterkiefers (Abschnitt 3.1.2.4). Nachfolgend werden die Konzepte und das Zusammenspiel der einzelnen Schritte zur Registrierung der Kieferreferenzmodelle vorgestellt.

Spiegelung des Patientenunterkiefers

Eine Spiegelung der gesunden Unterkieferhälfte erfolgt entlang der Medianebene des $\boldsymbol{Pat}^{\boldsymbol{UK}}$. Ziel dieses Registrierungsschrittes ist die Ausrichtung einer deformitätsunabhängigen Spiegelebene, so dass die betroffene Unterkieferseite bestmöglich über die quasi-symmetrische Gegenseite abgebildet und Landmarken für die $\boldsymbol{AR}^{\boldsymbol{UK}}$-Registrierung zuverlässig positioniert werden können.

Eine direkte Definition der Medianebene auf Basis des Unterkieferknochens stellt sich, aufgrund potentieller Deformitäten, als ungeeignet dar. Alternativ bietet sich eine in der Kephalometrie häufig verwendete, orthogonal zur Frankfurter Horizontalen und durch die Schädellandmarken Nasion und Sella verlaufende, Ebenendefinition an. Bei näherer Betrachtung der zugrundeliegenden Planungsdatensätze wird allerdings ersichtlich, dass die hierfür benötigten Landmarken nicht zwangsläufig innerhalb des akquirierten Bildvolumens liegen.

Als Lösungsansatz wurde, im Rahmen dieser Arbeit, eine initiale Abschätzung der Medianebene auf Basis der linken und rechten Porion-Landmarken (Po_{links} bzw. Po_{rechts}) am Schädel entworfen (Abbildung 29). Die Porione liegen in unmittelbarer Nähe zu den Kiefergelenkköpfen und weisen in etwa den gleichen Abstand zu der gesuchten Medianeben des Unterkiefers auf. Darüber lässt sich eine geeignete Ebenengleichung in Normalenform bestimmen, wobei die initiale Lage über einen Stützvektor $\overrightarrow{p_0} \in \mathbb{R}^3$ (Mittelpunkt der Ebene) und die initiale Ausrichtung über einen Richtungsvektor $\overrightarrow{n_0} \in \mathbb{R}^3$ (Normale der Ebene) definiert sind. Zur Bestimmung des Stützvektors $\overrightarrow{p_0}$ ist der Mittelpunkt der Strecke zwischen linker und rechter Porion-Landmarke zu berechnen: $\overrightarrow{p_0} = \frac{1}{2}(Po_{links} + Po_{rechts})$. Der Richtungsvektor $\overrightarrow{n_0}$ ergibt sich aus dem Verbindungsvektor der beiden Landmarken: $\overrightarrow{n_0} = \overrightarrow{Po_{links}Po_{rechts}}$. Nach Herleitung von Kovács (Kovács 2012) lässt sich für die Spiegelung eines Objektes an einer beliebigen Ebene im Raum eine Transformationsmatrix T anhand des Stützvektors und der Normalen der Spiegelebene eindeutig berechnen. Der gespiegelte $\boldsymbol{Pat^{UK}}$ ergibt sich somit aus der Multiplikation des $\boldsymbol{Pat^{UK}}$ mit T: $T \times \boldsymbol{Pat^{UK}}$.

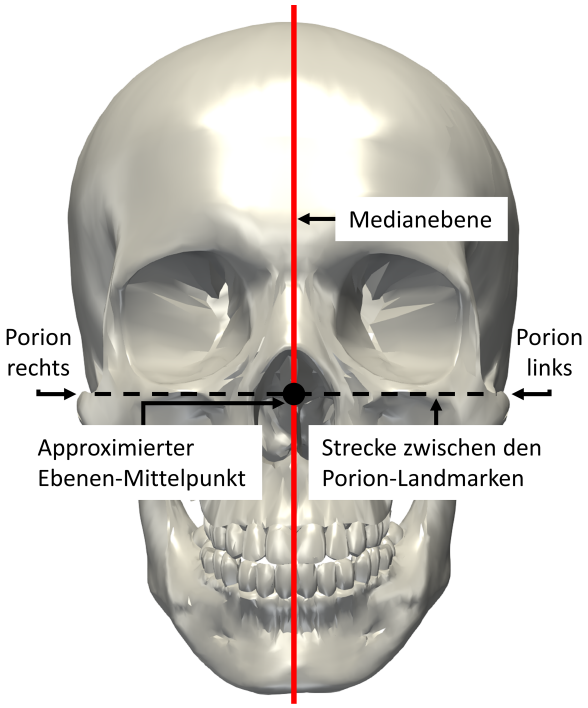


Abbildung 29: Approximation der Medianebene am Unterkiefer. Der Ebenen-Mittelpunkt (schwarzer Kreis) wird als Punkt auf halber Strecke (gestrichelte schwarze Linie) zwischen den beiden Porion-Landmarken am Schädel definiert. Eine geeignete Orientierung der Medianebene (Rot) kann senkrecht zur Strecke zwischen den Porionen bestimmt werden. Quelle: Eigene Darstellung

Da der Unterkiefer in der Regel keine *perfekte* Symmetrie aufweist, kann die approximierte Anatomie nach Spiegelung der Gegenseite eine unphysiologische Unterkieferform nach sich ziehen. Daher soll eine manuelle Feinjustierung der initialen Lage und Ausrichtung der Medianebene realisiert werden, so dass nach visueller Kontrolle die bestmögliche Abbildung der gesunden auf die deformierte Unterkieferhälfte erreicht werden kann. Hierzu ist ein Interaktionskonzept vorgesehen, welches die Translation der Medianebene entlang des initialen Normalenvektors $\overrightarrow{n_0}$ und die Rotation der Ebene um den Stützvektor/Mittelpunkt $\overrightarrow{p_0}$ ermöglicht.

Registrierung des anatomischen Referenzmodells des Oberkiefers

Das $\boldsymbol{AR^{OK}}$ wird mit Hilfe einer landmarkenbasierten Registrierungsmethode auf die individuelle Patientenanatomie übertragen. Hierfür werden, in Korrespondenz zu den Knochenlandmarken des $\boldsymbol{AR^{OK}}$ (Abbildung 27 B), manuell Landmarken auf dem Patientenoberkiefer ($\boldsymbol{Pat^{OK}}$) definiert. Anhand dieser Landmarkenpaare lässt sich eine Transformation zur elastischen Registrierung bestimmen.

In der Bildverarbeitung sind eine Reihe von Verfahren zur elastischen Registrierung von 3D-Geometrien mit Hilfe von Spline-basierten Interpolationsmodellen beschrieben (Abschnitt 1.3.3.3). Voraussetzung für ein akkurates Registrierungsergebnis ist eine hinreichend gute Initialisierung. Daher wird zunächst eine rigide Transformation $T^{AR^{OK}}_{Pat^{OK}}$ anhand drei korrespondierender Landmarkenpaare für die initiale

Übertragung der Landmarken des $\boldsymbol{AR^{OK}}$ auf die manuell definierten Landmarken des $\boldsymbol{Pat^{OK}}$ berechnet. Die initiale Ausrichtung des $\boldsymbol{AR^{OK}}$ ergibt sich aus:

$$AR_{init}^{OK} = T_{Pat^{OK}}^{AR^{OK}} \times AR^{OK}$$

Auf Basis der initialisierten Oberkieferreferenz AR_{init}^{OK} lässt sich anschließend eine geeignete nicht rigide Transformation $T_{Pat^{OK}}^{AR_{init}^{OK}}$ mit Hilfe der Landmarkenkorrespondenzen zwischen AR_{init}^{OK} und $\boldsymbol{Pat^{OK}}$ bestimmen. Eine gleichmäßige Interpolation der Zwischenpositionen der $\boldsymbol{AR^{OK}}$-Geometrie kann über einen Thin-Plate-Spline-Algorithmus (Bookstein 1989) erreicht werden:

$$AR_{elastisch}^{OK} = T_{Pat^{OK}}^{AR_{init}^{OK}} \times AR_{init}^{OK}$$

Für ein hinreichend gutes Ergebnis sollten die Landmarken zur Berechnung der elastischen Transformation möglichst gleichmäßig über das Referenzmodell verteilt sein. Dies ist durch die vordefinierten Knochenlandmarken des $\boldsymbol{AR^{OK}}$ gegeben (Abbildung 27 B).

Registrierung des anatomischen Referenzmodells des Unterkiefers

Die Registrierung der Unterkieferreferenz setzt sich, analog zur Registrierung des $\boldsymbol{AR^{OK}}$, aus einer rigiden Initialtransformation $T_{Pat^{UK}}^{AR^{UK}}$ und einer nachfolgenden elastischen Überlagerung $T_{Pat^{UK}}^{AR_{init}^{UK}}$ zusammen:

$$AR_{init}^{UK} = T_{Pat^{UK}}^{AR^{UK}} \times AR^{UK}$$

$$AR_{elastisch}^{UK} = T_{Pat^{UK}}^{AR_{init}^{UK}} \times AR_{init}^{UK}$$

Die manuelle Positionierung korrespondierender Landmarken auf der Patientenanatomie ist aufgrund des potentiell deformierten Unterkiefers allerdings nur eingeschränkt möglich. Bei einseitig gelagerten Deformitäten kann nach Spiegelung die gesunde Unterkieferhälfte betrachtet werden. Eine zuverlässige und akkurate Registrierung ist darüber allerdings nicht sichergestellt.

Für eine optimierte Überlagerung soll daher auf die Knochenränder (Basalrand und Alveolarkamm) des $\boldsymbol{AR^{UK}}$ zurückgegriffen werden. Dem hier verfolgten Ansatz liegt die Überlegung zugrunde, das $\boldsymbol{AR^{UK}}$ durch eine Vielzahl von dichten Punktkorrespondenzen an den Objekträndern bestmöglich auf die Patientenanatomie abzubilden. So kann eine möglichst natürliche Interpolation, auch in deformierten Unterkieferbereichen, ohne zusätzliche, manuell positionierte Landmarken forciert werden:

1. **Berechnung Punktkorrespondenzen am Basalrand**
   Zur Berechnung von Punktkorrespondenzen am Basalrand wird der Patientenunterkiefer in Abschnitte unterteilt. In nicht deformierten Abschnitten wird der untere Knochenrand mit Hilfe einer Pfadsuche, wie in Abschnitt 3.2.1.1 beschrieben, automatisiert detektiert. Das Ergebnis ist eine sortierte Punktkette entlang des Knochenkamms (Basalrand). Bei vorhandener Spiegelung des Patientenunterkiefers kann zudem der identifizierte Basalrand auf die Gegenseite projiziert werden.
   Die gesuchten Punktkorrespondenzen lassen sich anschließend zwischen dem Basalrand des $\boldsymbol{AR^{UK}}$ und den identifizierten unteren Knochenrändern der nicht deformierten Unterkieferabschnitte bestimmen (Abbildung 30 A). Dabei ist für jeden Basalrandpunkt p_i des Patientenunterkiefers der korrespondierende Basalrandpunkt q_j auf dem $\boldsymbol{AR^{UK}}$ mit dem kürzesten euklidischen Abstand zu bestimmen:

$$\min_{p \in \mathbb{R}^3} = \sqrt{\sum_{j=1}^{M} (p - q_i)^2}$$

Das Ergebnis ist eine dichte Punktkorrespondenz entlang des unteren Unterkieferrandes.

2. **Berechnung Punktkorrespondenzen am Alveolarkamm**
   Eine Detektion des Alveolarkamms über eine Pfadsuche ist aufgrund häufig auftretender Strahlungsartefakte im Dentalbereich wenig erfolgsversprechend. Daher wird die Lage des Alveolarkamms anhand der bekannten Relation zwischen Ober- und Unterkiefer abgeschätzt. Nach Utz et al. (Utz et al. 2004) beträgt der durchschnittliche Interalveolarabstand in zentraler Okklusion bei Erwachsenen mit Vollbezahnung ca. 20 ± 4 mm. Die Lage des Unterkiefer-Alveolarkamms lässt sich somit anhand einer Verschiebung des Oberkiefer-Alveolarkamms nach unten (in Richtung des Unterkiefers) abschätzen. Voraussetzung ist das Vorhandensein der linken und rechten Porionlandmarken (nach Spiegelung des $\boldsymbol{Pat^{UK}}$) sowie die Spina nasalis anterior (nach Registrierung des $\boldsymbol{AR^{OK}}$). Mit Hilfe dieser Landmarken lässt sich die Camperebene aufspannen, welche annähernd parallel zur Okklusionsebene liegt und somit eine geeignete Projektionsebene für die Abschätzung des Unterkiefer-Alveolarkamms in Relation zum Oberkiefer darstellt. Der Alveolarkamm des $\boldsymbol{AR^{OK}}$ kann anschließend senkrecht zur Projektionsebene um den durchschnittlichen Interalveolarabstand verschoben werden (Abbildung 30 A).
   Die Bestimmung korrespondierender Punktpaare erfolgt nach dem gleichen Kriterium wie beim Basalrand. Für jeden Punkt p_i des Unterkiefer-Alveolarkamms wird der am nächsten lokalisierte Punkt q_j des $\boldsymbol{AR^{UK}}$-Alveolarkamms anhand des euklidischen Abstandes berechnet.

Die optimierte Registrierung AR^{UK}_{opt} ergibt sich nach erneuter elastischer Transformation $T^{AR^{UK}_{elastisch}}_{Pat^{UK}}$ unter Einbeziehung der dichten Punktkorrespondenzen an den Knochenrändern (Abbildung 30 B):

$$AR^{UK}_{opt} = T^{AR^{UK}_{elastisch}}_{Pat^{UK}} \times AR^{UK}_{elastisch}$$

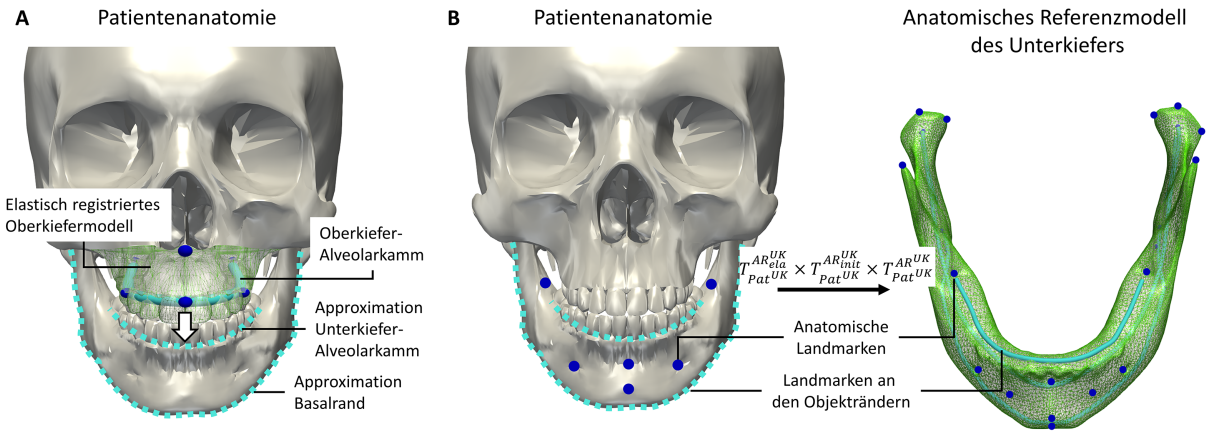


Abbildung 30: Elastische Registrierung der Unterkiefferreferenz. **A**: Für eine verfeinerte elastische Registrierung der Unterkiefferreferenz wird eine Approximation des Unterkiefer-Alveolarkamms und -Basalrands bestimmt (türkis gestrichelte Linien). Der Alveolarkamm kann von der Oberkiefferreferenz abgeleitet werden (weißer Pfeil). **B**: Elastische Registrierung des Patientenunterkiefers (Pat^{UK}) und der Unterkiefferreferenz (AR^{UK}). Basierend auf korrespondierenden Landmarken (Blau) wird eine rigide Initialregistrierung ($T^{AR^{UK}}_{Pat^{UK}}$), gefolgt von einer elastischen Registrierung ($T^{AR^{UK}_{init}}_{Pat^{UK}}$) berechnet. Anschließend kann unter Einbeziehung der approximierten Knochenränder (Türkis) eine verfeinerte elastische Registrierung ($T^{AR^{UK}_{ela}}_{Pat^{UK}}$) berechnet werden. Quelle: Eigene Darstellung

3.2.1.3 Initialisierung Fibula

Vergleichbar zu den anatomischen Referenzmodellen des Kiefers in der Empfängerregion werden für die konzipierte Rekonstruktionsberechnung (Abschnitt 3.2.3) geometrische Zusatzinformationen in der Spenderregion (Abbildung 31) benötigt:

- Fibula-Skelettlinie,
- Verfügbares Knochenangebot,
- Approximation der Facies posterior.

Die vergleichsweise einfache Geometrie der Fibula ermöglicht eine zuverlässige Berechnung der benötigten Informationen direkt auf den zur Verfügung stehenden Röhrenknochen der linken und rechten Unterschenkelseite. Eine anatomische Referenz wie beim Kiefer ist nicht notwendig.

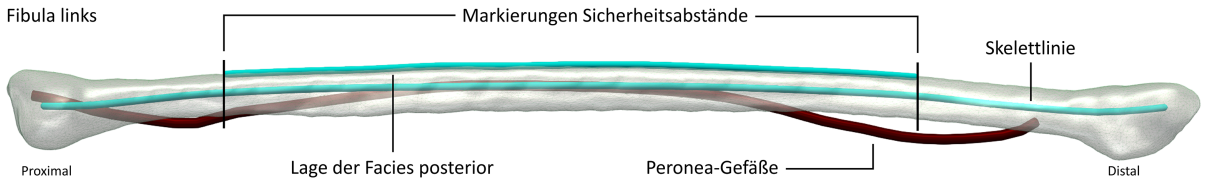


Abbildung 31: Geometrische Zusatzinformationen der Fibula. Darstellung einer linken Fibula (Weiß) mit zusätzlichen Pfaden und Skelettlinien (Türkis), segmentierten Blutgefäßen (Rot) und eingezeichneten Markierungen für das verfügbare Knochenangebot zur Transplantation (schwarze Striche). Quelle: Eigene Darstellung

Fibula-Skelettlinie

Analog zur Skelettlinie des $\boldsymbol{AR}^{UK}$ (Abschnitt 3.2.1.1) beschreibt die Fibula-Skelettlinie eine mit äquidistantem Abstand zur Knochenoberfläche verlaufende Mittellinie durch den Röhrenknochen (Abbildung 31). Ihr Verlauf verbindet das distale Ende am Außenknöchel mit dem proximalen Ende am Wadenbeinköpfchen. Wie beim Unterkiefer kann die Skelettlinie mit Hilfe einer Skelettierung berechnet und die identifizierten Punkte über eine Splinefunktion approximiert werden.

Begrenzung des verfügbaren Knochenangebots

Um bei Hebung eines Knochentransplantats in der Spenderregion die Stabilitätsfunktion der Fibula zu gewährleisten, ist ein distaler und proximaler Sicherheitsabstand einzuhalten (Abschnitt 3.1.2.2). Geeignete Markierungen der Sicherheitsabstände lassen sich entlang der Skelettlinie einzeichnen (Abbildung 31).

Approximation der Facies posterior

Neben dem Hartgewebe kann die Fibula in Kombination mit einer Hautinsel zur Rekonstruktion von intra- oder extraoralen Weichgewebedefekten nach Tumorresektion transferiert werden (Wolff und Holzle 2005, S. 108-116). Über das intermuskuläre Septum ist die Haut fest mit der posterior ausgerichteten Knochenfläche der Fibula verbunden. Für eine korrekte Ausrichtung der Hautinsel in der Empfängerregion wird eine Kennzeichnung der Facies posterior entlang der Fibula benötigt.

Bei der Bestimmung der rückseitig ausgerichteten Knochenoberfläche (Facies posterior) kann auf die bekannte Lage der Patient*innen während der Akquise des CT-Planungsdatensatzes zurückgegriffen werden. Entlang der anterior-posterior verlaufenden Raumachse im Bilddatensatz lässt sich die gesuchte Fläche als die am weitesten posterior gelegene Knochenseite automatisiert abschätzen (Abbildung 31).

3.2.2 Tumorresektionsplanung

Als zentraler Bestandteil des OP-Planungssystems ist für die Tumorresektionsplanung eine einfach zu bedienende Interaktionskomponente zur präzisen Definition von planaren Schnitten vorgesehen. Ziel ist die Unterteilung des Unterkiefers in einen Rest-UK, welcher nach Osteotomie verbleibt, und ein Resektat, welches den zu entfernenden Hartgewebeabschnitt umfasst. Eine Fallplanung sieht die Platzierung von mindestens einer (bei Resektion des Kiefergelenks) bis maximal zwei Schnitten vor.

Planung eines Resektionsschnittes

Die Resektionsplanung erfolgt unter Zuhilfenahme des registrierten $\boldsymbol{AR}^{UK}$. Über ein Eingabegerät wie der Computermaus, Touch- oder Trackpad (im Folgenden unter dem Begriff Maus zusammengefasst) werden neue Schnitte durch manuelles Hinzufügen eines Resektionspunktes (V-Anker) am Patientenunterkiefer flexibel eingezeichnet (Abbildung 32 A). Für eine automatisierte Defektklassifikation sowie intuitive manuelle Feinjustierung wird der V-Anker anschließend auf den nächstgelegenen Punkt der Skelettlinie des $\boldsymbol{AR}^{UK}$ projiziert (Abbildung 32 B). Als Mittelpunkt einer planaren Schnittebene definiert der V-Anker somit die exakte Schnittposition am Unterkiefer.

Darüber hinaus liegt bei der Resektionsplanung ein Augenmerk auf der Erhaltung nicht betroffener Zähne. So werden Osteotomien des Unterkiefers bevorzugt entlang der Zahnzwischenräume geplant, um eine feste Verankerung der Zähne im Grenzbereich zum Resektionsabschnitt zu gewährleisten. Einem komplex angulierten Schnitt und einer unerwünschten Zahnentfernung kann vorgebeugt werden, indem eine Initialausrichtung des Schnittes senkrecht zur Knochenoberfläche geplant wird. Eine geeignete Schätzung der Schnittorientierung lässt sich anhand einer Hauptkomponentenanalyse (engl. Principal Component Analysis (PCA)) für die Skelettlinie in der direkten Nachbarschaft berechnen (Abbildung 32 C).

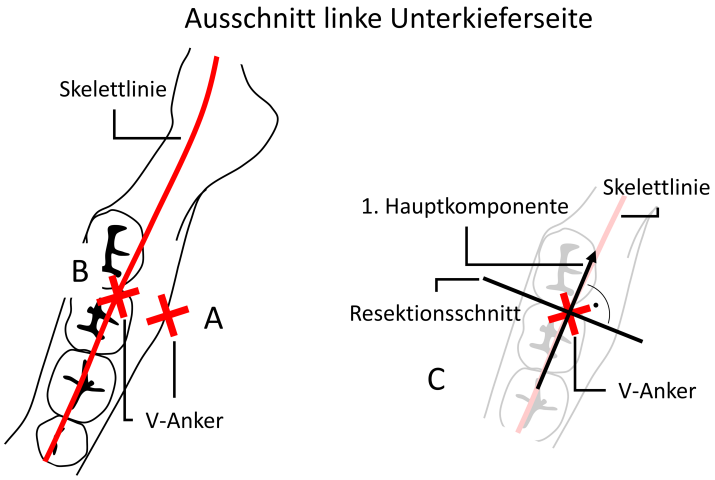


Abbildung 32: Planung eines Resektionsschnittes. Ein manuell positionierter V-Anker (A) wird automatisch auf den nächstgelegenen Punkt der Unterkiefer-Skelettlinie verschoben (B). Die Initialausrichtung des Schnittes wird über eine PCA der Skelettlinie in der lokalen Nachbarschaft zum V-Anker berechnet. Dabei stellt die erste Hauptkomponente eine Approximation des gesuchten Normalenvektors für den Schnitt dar (C). Quelle: Eigene Darstellung

Für die manuelle Feinjustierung werden den Benutzenden zwei Adaptionsmöglichkeiten zur nachträglichen Repositionierung und -orientierung eines Schnittes bereitgestellt:

- **Repositionierung**: Zur intuitiven Neupositionierung eines Schnittes sieht das Interaktionskonzept das einfache *Ziehen* über die Maus vor. Ein Schnitt kann hierbei lediglich entlang der Skelettlinie des

AR^{UK} verschoben werden. Mögliche Positionen sind somit auf den Patientenunterkiefer (die ROI) begrenzt. Dementsprechend definiert die Skelettlinie eine Translationsschiene für die präzise Repositionierung eines Schnittebenen-Mittelpunktes (V-Anker). Eine senkrecht zur Knochenoberfläche ausgerichtete Schnittebene lässt sich nach jeder Verschiebung anhand einer PCA für die Skelettlinie bestimmen.

- **Reorientierung**: Für die manuelle Adaption des Schnittwinkels sieht das entworfene Interaktionskonzept die Rotation der Schnittebene um ihren Mittelpunkt (V-Anker) vor. Der Schnitt wird daher um einen Manipulator für den Normalenvektor ergänzt. Durch einfaches *Greifen und Verschieben* des Normalenvektors mit Hilfe der Maus lässt sich eine intuitive Feinjustierung der Schnittangulation realisieren.

Berechnung der virtuellen Osteotomie

Bei der Berechnung der virtuellen Osteotomie wird die Geometrie des Patientenunterkiefers mit Hilfe sog. Cutting- oder Clipping-Verfahren entlang der geplanten Schnittebenen in zwei unabhängige geometrische Objekte für den Rest-UK und das Resektat unterteilt. Dabei ist zu beachten, dass laterale Schnitte unerwünschte Schnittergebnisse zur Folge haben können. In diesen Fällen wird die quasi-symmetrische Gegenseite des Unterkiefers entlang der planaren Schnittebenen ebenfalls durchtrennt und fälschlicherweise dem zu entfernenden Resektat zugeordnet (Abbildung 33 A).

Um fehlerbehafteten Schnitten der Gegenseite vorzubeugen, wird die Unterkiefergeometrie zunächst entlang der Medianebene in eine linke und rechte Hemisphäre unterteilt. Anschließend lässt sich für jede Hemisphäre die dort lokalisierten Schnittebenen ermitteln und jeweils ein lokales Cutting für beide Unterkieferhälften getrennt voneinander berechnen (Abbildung 33 B).

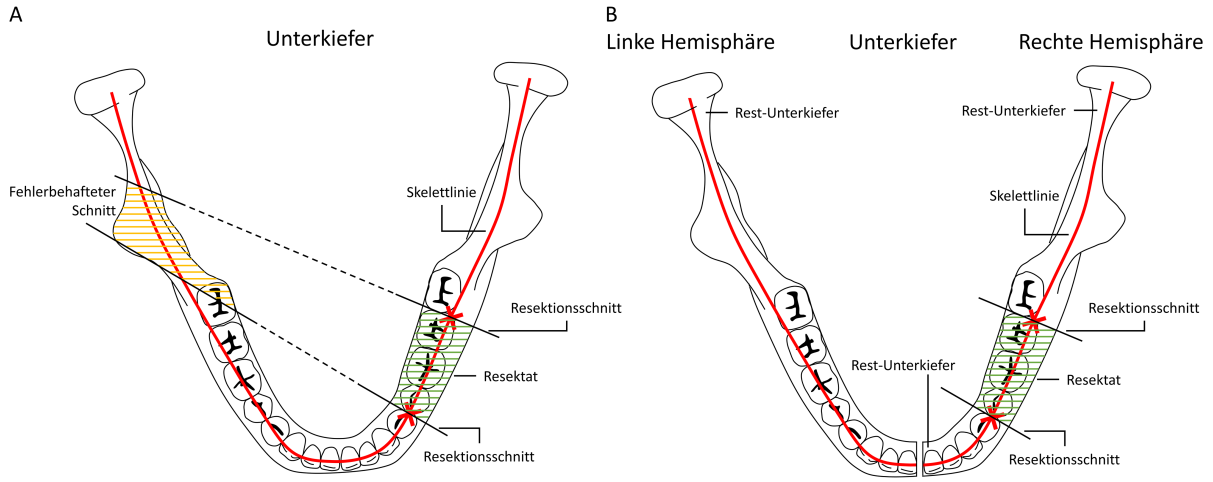


Abbildung 33: Resektionsberechnung. **A**: Die Gegenseite des Unterkiefers wird fälschlicherweise von den planaren Resektionsschnitten im Raum durchtrennt (Orange). **B**: Aufteilung des Unterkiefers in zwei Hemisphären. Fehlerbehafteten Schnitten kann durch diese Auftrennung der U-Form des Unterkiefers vorgebeugt werden. Quelle: Eigene Darstellung

Das finale Osteotomieergebnis ergibt sich durch Zuordnung der einzelnen Schnittergebnisse zum Rest-UK oder Resektat (Abbildung 33 B). Bei zwei geplanten Schnitten setzt sich das Resektat aus allen Schnittergebnissen der Hemisphären zusammen, welche zwischen den beiden Schnitten gelegen sind. Der Rest wird dem Rest-UK zugeordnet. Bei lediglich einer geplanten Schnittebene kann eine Zuordnung nicht anhand einer Einfassung zwischen zwei Ebenen bestimmt werden. Die Zuteilung erfolgt daher durch manuelles Umschalten zwischen dem vorgeschlagenen Zuordnungsergebnis für den Rest-UK und dem Resektat.

Defektklassifikation

Eine automatische Defektklassifikation nach Jewer et al. (Jewer et al. 1989) lässt sich für die geplante Unterkieferresektion anhand des $\boldsymbol{AR}^{UK}$ bestimmen. Für jeden Schnitt kann mit Hilfe des Referenzmodells die jeweilige Substruktur des Unterkiefers identifiziert werden, in welcher die geplanten Osteotomien lokalisiert sind. Die daraus resultierenden Schnittkonfigurationen (Kombinationen der Substrukturen) lassen sich nachfolgend einer HCL-Klasse eindeutig zuordnen. Dabei ist zu beachten, dass unterschiedliche Schnittkonfigurationen mit verschieden großen Defektausmaßen derselben HCL-Klasse zugeordnet werden können.

3.2.3 Automatisierte Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen

Voraussetzung einer automatisierten Rekonstruktionsberechnung ist die Planungsinitialisierung mit den anatomischen Referenzmodellen in der Empfängerregion und die Initialisierung der Fibula in der Spenderregion (Abschnitt 3.2.1). Darüber hinaus ist eine abgeschlossene Resektionsplanung (Abschnitt 3.2.2) erforderlich.

Als Ergebnis der Tumorresektionsplanung sind die Substrukturen am Unterkiefer bekannt, in welchen der Knochen osteotomiert werden soll. Anhand dieser Schnittkonfiguration kann die passende Beschreibung des segmentalen Defektes in der Ontologie eindeutig identifiziert und alle zur Verfügung stehenden Beschreibungen der Rekonstruktionsvarianten angefragt werden (Abschnitt 3.1.3.1). Auf Basis dieses Wissens lassen sich im Folgenden patientenspezifische Rekonstruktionsvorschläge berechnen.

Die entworfenen Konzepte für die automatisierte Berechnung von wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen (Auto-Reko) sind nachfolgend beschrieben. Der dargestellte Prozess ist für jede Rekonstruktionsvariante zu durchlaufen. Das zugrundeliegende Rekonstruktionsproblem kann dabei als die Suche nach der bestmöglichen Überlagerung des Patientenunterkiefers bzw. des $\boldsymbol{AR}^{UK}$ im Resektionsabschnitt mit einem autologen Knochentransplantat betrachtet werden. Das entworfene Konzept ist hierbei maßgeblich durch den Iterative Closest Point Algorithmus (Besl und McKay 1992; Zhang 1994) zur oberflächenbasierten Registrierung zweier Punktwolken mittels mathematischer Translationen und Rotationen inspiriert. In einem iterativen Prozess wird ein Knochentransplantat (source) bestmöglich auf die individuelle Patientenanatomie/$\boldsymbol{AR}^{UK}$ (target) angepasst. Dabei wird die Transplantatlage hinsichtlich funktioneller und ästhetischer Aspekte analysiert und daraus Transformationen für die Minimierung einer definierten Fehlermetrik (Root Mean Square (RMS) Abweichungen) bestimmt. Die elementaren Komponenten der Auto-Reko sind:

1. **Kalkulator - Rekonstruktionsberechnung**
   Aufgabe des Kalkulators ist die Berechnung einzelner Transplantatsegmente in der Spenderregion und deren Anordnung in der Empfängerregion unter Verwendung des $\boldsymbol{AR}^{UK}$. Der Kalkulator verarbeitet dafür die modellierten Rekonstruktionsvarianten aus der Ontologie für einen gegebenen Defekt (Abschnitt 3.1.3.1).
2. **Optimierer - Rekonstruktionsoptimierung**
   Der Optimierer analysiert das Rekonstruktionsergebnis des Kalkulators hinsichtlich funktioneller und ästhetischer Aspekte, um auf Basis von RMS-Abweichungen geometrische Transformationen für eine verbesserte Segmentpositionierung in der Empfängerregion abzuleiten. Entsprechend interpretiert der Optimierer die verschiedenen, zur Verfügung stehenden Analysen aus der Ontologie (Abschnitt 3.1.3.2) und berechnet schrittweise eine verbesserte Transplantatlage.

3. **Überprüfung der Abbruchkriterien**
   Ist keines der Abbruchkriterien erfüllt, wird eine weitere Iteration durchlaufen. Die festgelegten Abbruchkriterien umfassen eine *maximale Anzahl an Iterationen* sowie *Schwellwerte für die berechneten RMS-Abweichungen* bei der Optimierung.

Eine Iteration der Auto-Reko setzt sich aus verschiedenen Blöcken zusammen (Abbildung 34). Grund dafür sind sequentielle Abhängigkeiten der verschiedenen Analysen für die Optimierung einer Rekonstruktion. So besteht bspw. eine Abhängigkeit zwischen dem *Transplantatniveau (vertikale Positionierung)* und der *Transplantatorientierung* (Abschnitt 3.1.2.4). Um einen möglichst stufenfreien Übergang zwischen Transplantat und Rest-UK sicherzustellen (Transplantatorientierung), muss zunächst die angestrebte Anschlusshöhe an den Rest-UK (*vertikale Positionierung*) bekannt sein. Gleiches gilt für die Aspekte *natürliche* und *symmetrische Unterkieferform* (Abschnitt 3.1.2.4). Um die Außenseite des Knochentransplantats bestmöglich auf die Unterkieferaußenseite abzubilden, ist das bekannte *Transplantatniveau* sowie die *Transplantatorientierung* entscheidend für die Optimierung. Um die bestmögliche Rekonstruktion für die betrachtete Patientenanatomie zu gewährleisten, gilt es nun einen Kompromiss zwischen den verschiedenen Analysen zu finden.

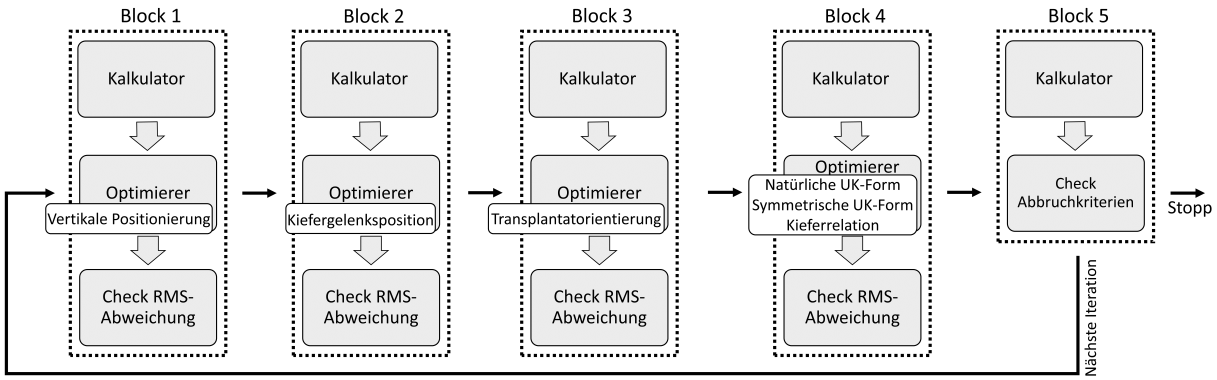


Abbildung 34: Automatische Rekonstruktionsberechnung. Eine Iteration der Auto-Reko setzt sich aus fünf Blöcken (Block 1 bis 5) zusammen. Die Blöcke 1 bis 4 umfassen jeweils einen Aufruf des Kalkulators, des Optimierers und eine Überprüfung des Ausmaßes einer Transplantatoptimierung (Check RMS-Abweichung). Die Optimierungen in einem Block sind immer auf einen Freiheitsgrad des Transplantats begrenzt (Block 1: Vertikale Positionierung, Block 2: Kieferrelation, Block 3: Transplantatorientierung, Block 4: Horizontale Positionierung). In Block 5 wird eine abschließende Neuberechnung auf Basis des Optimierungsergebnisses aus Block 4 berechnet und die Abbruchkriterien der Auto-Reko überprüft. Sind die Abbruchkriterien nicht erfüllt wird eine weitere Iteration durchlaufen. Quelle: Eigene Darstellung, Teile adaptiert aus Hagen et al. (Hagen et al. 2023)

Aufgrund der oben beschriebenen sequentiellen Abhängigkeiten wird die Auto-Reko schrittweise berechnet. Eine geeignete Unterteilung lässt sich anhand des zu optimierenden Freiheitsgrads einer Analyse erreichen. In einem Block werden daher alle Analysen zusammengefasst, welche einen vergleichbaren Effekt (gleiche Bewegung) auf das Transplantat haben (Abbildung 34 Block 1-4).

Dabei setzt sich ein Block jeweils aus einem Kalkulator-Aufruf und einem Optimierer-Aufruf, für die Transplantatanalyse in genau einem Freiheitsgrad, zusammen. Über die RMS-Abweichung (Fehlermetrik) zwischen optimierter Lage und Ausgangslage der Segmente wird das Ausmaß einer Optimierung bestimmt. Für den Umgang mit den Optimierungsergebnissen sind grundsätzlich zwei Vorgehensweisen denkbar: (1) Mittelung der blockweise berechneten Optimierungen am Ende einer Iteration und Anwendung der Gesamttransformation auf das Transplantat, (2) Direkte Anwendung der blockweise berechneten

Optimierungen auf das Transplantat.

Um den Abhängigkeiten gerecht zu werden, verfolgt die Auto-Reko die direkte Anwendung der berechneten Optimierungen auf das Transplantat. Liegt das berechnete Ausmaß einer Optimierung unter einem definierten Schwellwert, stellt dies eine zu vernachlässigende Verbesserung der Rekonstruktion dar und kann verworfen werden. Andernfalls erfolgt eine Neuberechnung der Rekonstruktion auf Basis der optimierten Segmentlagen und -orientierungen im darauffolgenden Block. So kann sichergestellt werden, dass die Transplantatoptimierungen immer auf einer aktuellen Rekonstruktion (bei welcher alle vorangegangenen Optimierungsparameter bereits eingeflossen sind) durchgeführt werden. Das Ergebnis des Kalkulators bildet somit den Input für den Optimierer und vice versa.

Am Ende einer Iteration werden die Abbruchkriterien der Auto-Reko überprüft (Abbildung 34 Block 5). Sind diese nicht erfüllt, wird eine weitere Iteration durchlaufen. Das finale Ergebnis der Auto-Reko ist ein Rekonstruktionsvorschlag des Systems für eine zu berechnende Rekonstruktionsvariante.

Nachfolgend werden die Konzepte der drei elementaren Komponenten *Kalkulator*, *Optimierer* und *Überprüfung der Abbruchkriterien* einer Auto-Reko im Detail erläutert und das Zusammenspiel mit dem chirurgischen Wissen aus der Ontologie aufgezeigt.

3.2.3.1 Kalkulator - Rekonstruktionsberechnung

Der Kalkulator hat die Aufgabe für eine beschriebene Rekonstruktionsvariante aus der Ontologie ein patientenspezifisches Transplantat zu berechnen. Dabei liegt der Fokus auf der:

- Interpretation des Wissens über eine Rekonstruktionsvariante aus der Ontologie,
- Übertragung des interpretierten Wissens auf die patientenspezifische Anatomie,
- Berechnung und Anordnung einzelner Transplantatsegmente für die Defektüberbrückung.

Die Beschreibung einer Variante aus der Ontologie ist als Konfiguration eines Transplantats anzusehen. Somit ist sichergestellt, dass grundlegende Rekonstruktionsregeln (Abschnitt 3.1.2.2) durch den Kalkulator eingehalten werden. Der Ablauf einer Transplantatberechnung lässt sich in einzelne Schritte untergliedern. Deren Funktionsweise ist nachfolgend exemplarisch für das modellierte Wissen aus Abschnitt 3.1.3.1 über eine Rekonstruktion der Klasse H mit drei Segmenten und begleitendem intraoralen Weichgewebedefekt beschrieben (Abbildung 35).

Festlegung des Transplantat-Skeletts

Das registrierte $\boldsymbol{AR}^{UK}$ dient zum einen der Beschreibung einer natürlichen Unterkieferform und somit als Zielgeometrie für die Rekonstruktion. Zum anderen ist anhand der Anker eine Unterteilung des Unterkiefers in Teilabschnitte gegeben, welche durch jeweils ein röhrenförmiges Fibulasegment überbrückt werden können. Die zu verwendende Ankerreihenfolge wird aus dem angefragten Wissen aus der Ontologie ersichtlich (vgl. Abbildung 21 *5, 8*). Eine vereinfachte Darstellung des Transplantats lässt sich durch die Verbindung der $\boldsymbol{AR}^{UK}$-Anker im Resektionsabschnitt zusammen mit dem V-Anker erreichen (Abbildung 35 A). Diese Verbindungen definieren die Skelettlinie des Transplantats. Die Reihenfolge der Anker ist fest vorgegeben. Somit gibt es einen definierten Start- und End-Anker für das zu berechnende Transplantat (vgl. Abbildung 21 *4, 7*). Beginnend mit dem Start-Anker ist im weiteren Verlauf für jede Anker-zu-Anker-Verbindung das jeweilige Knochensegment aus der Fibula zu bestimmen.

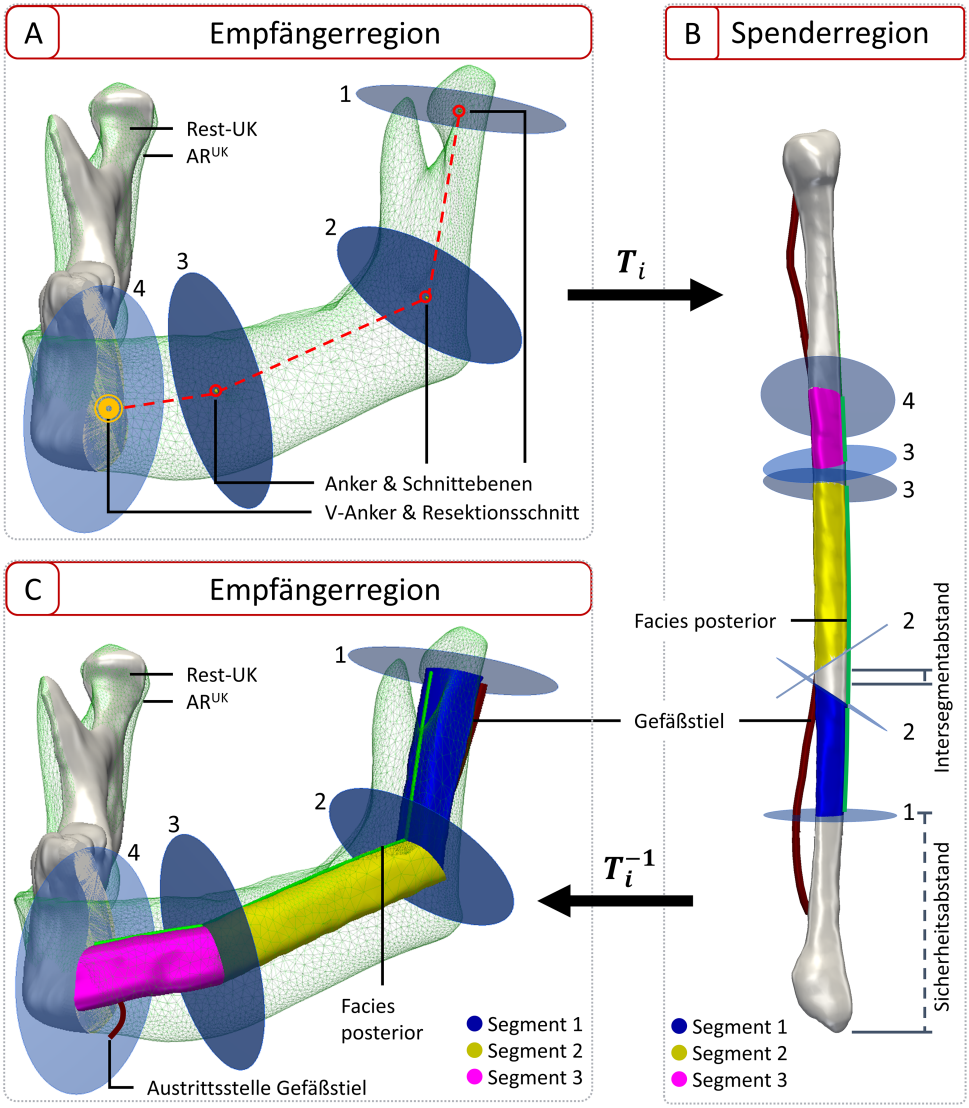


Abbildung 35: Funktionsweise des Kalkulators. **A**: Berechnung von Segmentschnittkanten (Ebenen 1 bis 4) an den identifizierten Transplantat-Ankern in der Empfängerregion. Die gestrichelte rote Linie beschreibt die Skelettlinie des Transplantats. **B**: Die Transformationen T_i dienen der Abbildung der Anker und Schnittebenen (Ebenen 1 bis 4) aus der Empfänger- in die Spenderregion. Einzelne Knochensegmente (Blau, Gelb, Violett), die Peronea-Gefäße (Dunkelrot) sowie die approximierte Facies posterior (Grün) sind farblich gekennzeichnet. **C**: Anwendung der Rücktransformationen T_i^{-1} für die Anordnung der Knochensegmente (Blau, Gelb, Violett) in der Empfängerregion. Die Peronea-Gefäße (Dunkelrot) und deren Austrittsstelle am Neo-Unterkiefer sowie die Ausrichtung der Facies posterior (Grün) sind farblich hervorgehoben. Quelle: Adaptiert aus Hagen et al. (Hagen et al. 2023)

Berechnung der Segmentschnittkanten

Bei benachbarten Segmenten sowie an der Anschlussstelle an den Rest-UK werden passgenaue Segmentschnittkanten mit einem hohen Überdeckungsgrad beider Schnittflächen angestrebt. So können gute Voraussetzungen für die Knochenheilung und Transplantatstabilität geschaffen sowie eine natürliche Form des Neo-Unterkiefers an den Segment-Verbindungsstellen gewährleistet werden.

Geeignete Schnitte bei benachbarten Segmenten lassen sich durch gespiegelte Schnittkanten erreichen. Entsprechend wird an der Verbindungsstelle zweier Segmente in der Empfängerregion eine Spiegelebene mit identischem Raumwinkel zur Skelettlinie des Transplantats berechnet (Abbildung 36 A).

An den V-Ankern ist für einen lückenlosen Übergang zum Rest-UK, der Schnitt der manuell geplanten Tu-

morresektion zu verwenden (Abbildung 36 A). Ein Sonderfall tritt bei der Rekonstruktion des Kiefergelenks auf. In diesem Fall ist der rekonstruierte Gelenkfortsatz freistehend und besitzt keine knöcherne Verbindung zu den benachbarten Hartgewebestrukturen. Die Schnittkante wird in einem solchen Szenario senkrecht zur Transplantat-Skelettlinie orientiert (Abbildung 36 A).

Iterative Berechnung der Transplantatsegmente

Nachdem geeignete Schnittkanten an den Ankern bestimmt wurden, folgt die iterative Berechnung der Knochensegmente aus der Fibula und deren Positionierung in der Empfängerregion. Welche Fibula dabei zu verwenden ist, ergibt sich aus dem modellierten Wissen über die zu berechnende Rekonstruktionsvariante (vgl. Abbildung 21 *9*). Für jedes Segment ist eine Abbildung der Schnittkanten vom Unterkiefer auf die Fibula und vice versa zu bestimmen.

Mathematisch betrachtet wird für jedes Segment S_i eine Transformationsmatrix T_i für die Überführung der Schnittkanten aus dem Koordinatensystem des Unterkiefers in das Koordinatensystem der Fibula berechnet. Nach virtueller Osteotomie der Fibula werden die Knochensegmente mit Hilfe der inversen Transformation T_i^{-1} an ihre vorgesehene Position am Neo-Unterkiefer überführt. Die Berechnung der Knochensegmente erfolgt iterativ, da Abhängigkeiten zwischen benachbarten Segmenten bestehen:

1. **Landmarken in Empfängerregion bestimmen**
   Für die Bestimmung der, in allen sechs Freiheitsgraden eindeutigen, Transformationen T_i aus der Empfängerregion auf den Spenderknochen, sind pro Segment drei korrespondierende Landmarkenpaare zu bestimmen. Anhand der Anker-zu-Anker-Verbindungen in der Empfängerregion sind für jedes Segment S_i der Start- und Endpunkt sowie die exakte Segmentlänge entlang der Transplantat-Skelettlinie bekannt (Abbildung 36 B).
   Bei begleitendem Weichgewebedefekt lässt sich eine dritte Landmarke unter Berücksichtigung der Lage der Hautinsel in der Empfängerregion bestimmen. Hierzu wird am Start-Anker jedes Segmentes eine Landmarke senkrecht zur Skelettlinie in krestaler (intraoraler Weichgewebedefekt) oder basaler (extraoraler Weichgewebedefekt) Richtung positioniert (Abbildung 36 B). Die dritte Landmarke kodiert somit die angestrebte Ausrichtung der Facies posterior/Hautinsel am Neo-Unterkiefer.
   Für das betrachtete Beispiel ist in der Ontologie eine krestale Ausrichtung angegeben (vgl. Abbildung 21 *11*). Bei nicht vorhandenem Weichgewebedefekt stehen beide Varianten zur Verfügung.
2. **Landmarken in Spenderregion bestimmen**
   Unter Berücksichtigung von Sicherheits- und Intersegmentabständen ist für jede Segmentlandmarke in der Empfänger- eine passende Korrespondenz in der Spenderregion zu bestimmen (Abbildung 36 C). Beginnend an der Markierung des distalen Sicherheitsabstandes der Fibula (vgl. Abbildung 21 *12*), werden für das erste Segment S_1, unter Berücksichtigung der bekannten Segmentlänge, passende Start- und Endpunkte auf der Fibula-Skelettlinie ermittelt. Eine korrespondierende Landmarke für die Lage der Hautinsel lässt sich am distalen Segmentende senkrecht zur Fibula-Skelettlinie in Richtung der gekennzeichneten Facies posterior definieren (Abbildung 36 C).
   Um bei Multisegment-Rekonstruktionen eine Überlappung der Knochensegmente bei Entnahme aus der Fibula auszuschließen, ist ein Intersegmentabstand einzuhalten (Abbildung 35 B). Die exakten Positionen des Startpunktes für ein Segment S_{i+1} ergibt sich daher durch Hinzufügen eines definierten Abstandes auf das proximale Ende des Vorgängersegmentes S_i. Somit bestehen Abhängigkeiten zwischen den Segmenten, welche eine iterative Berechnung erforderlich machen.

3. **Transformationsmatrix berechnen**
   Auf Basis der bekannten Landmarkenkorrespondenzen in der Empfänger- und Spenderregion kann die gesuchte rigide Transformationsmatrix T_i für das Segment S_i berechnet werden. Mit Hilfe von T_i lassen sich im Anschluss segmentbezogene Objekte aus dem Koordinatensystem des Kopf-Hals-Bereiches in das Koordinatensystem der unteren Extremitäten eindeutig abbilden (Abbildung 35 B).
4. **Segmentschnittkanten transformieren und virtuelle Osteotomie berechnen**
   Durch Multiplikation der Segmentschnittkanten in der Empfängerregion mit T_i werden die Schnitte des Segmentes S_i auf die Fibula übertragen. Die virtuelle Entnahme des Knochensegmentes aus der Fibula lässt sich über Cutting/Clipping-Verfahren entlang der transformierten Schnittkanten berechnen (Abbildung 35 B). Zusätzlich zur Knochengeometrie wird die Kennzeichnung der Facies posterior sowie, bei vorhandener Segmentierung der Peronea-Arterie, der versorgende Gefäßstiel für das Segment S_i ausgeschnitten.
5. **Transplantatsegment in Empfängerregion positionieren**
   Die exakte Positionierung des Segmentes S_i in der Empfängerregion ergibt sich durch Multiplikation mit der inversen Transformation T_i^{-1} (Abbildung 35 C). Analog lässt sich die Rücktransformation auf die zugehörige Kennzeichnung der Facies posterior und die Peronea-Arterie anwenden. Diese dienen der visuellen Kontrolle und als Orientierungshilfe bei der Ausrichtung des Transplantats.
   Für die betrachtete Rekonstruktionsvariante ergibt sich zudem ein medial austretender Gefäßstiel am V-Anker (Abbildung 35 C). Dies entspricht dem beschriebenen Wissen aus der Ontologie über die Austrittsstelle der Peronea-Gefäße in der Empfängerregion (vgl. Abbildung 21 *10*).

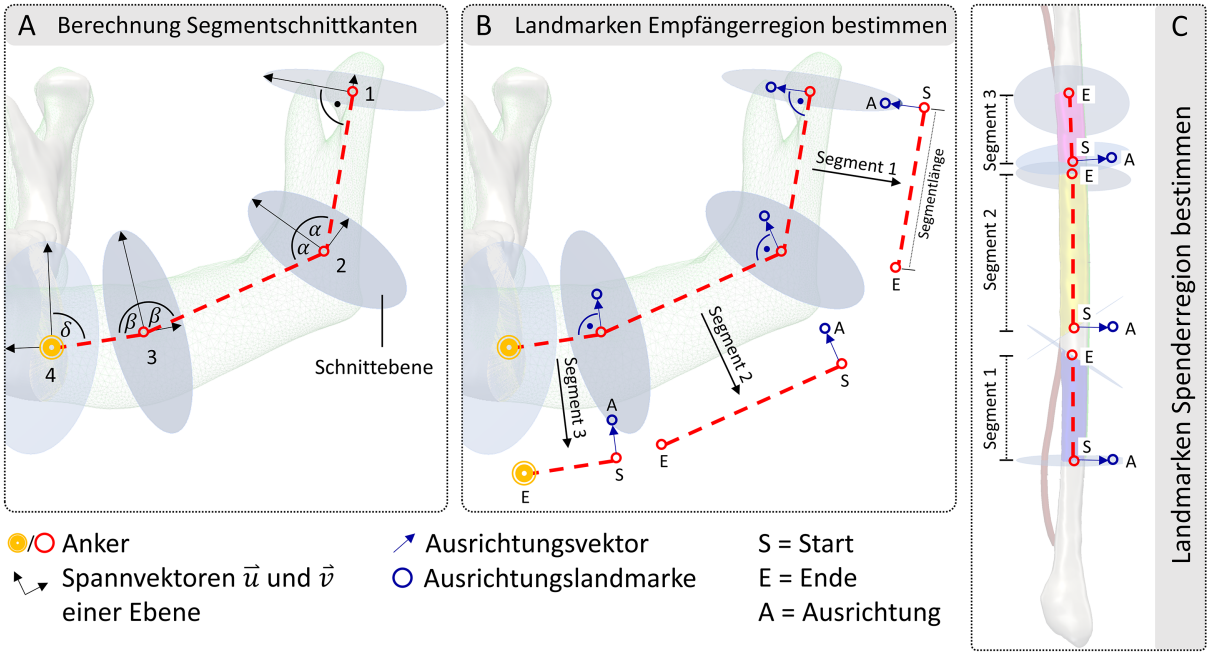


Abbildung 36: Berechnung von Segmentschnittkanten. **A**: Berechnung der Schnittkanten. Zwischen benachbarten Segmenten wird eine Spiegelebene mit identischen Raumwinkeln (α, β) zur Transplantat-Skelettlinie (Rot) berechnet (2, 3). An der Anschlussstelle des Transplantats an den Rest-UK (4) wird der Raumwinkel des Resektionsschnittes (δ) verwendet. Bei Rekonstruktion des Kiefergelenks wird die Schnittebene senkrecht zur Transplantat-Skelettlinie orientiert (1). **B**: Ermittlung von drei Landmarken pro Segment in der Empfängerregion zur Berechnung der Transformationen (T_i und T_i^{-1}). Die Landmarken eines Segmentes setzt sich aus einem Start (S), einem Ende (E) und einer Ausrichtung (A) zusammen. **C**: Berechnung korrespondierender Landmarken pro Segment (S, E, A) in der Spenderregion zur Berechnung der Transformationen (T_i und T_i^{-1}). Quelle: Eigene Darstellung

3.2.3.2 Optimierer - Rekonstruktionsoptimierung

Unter Betrachtung diverser funktioneller und ästhetischer Gesichtspunkte besteht das Ziel des Optimierers in der schrittweisen Justierung einer Rekonstruktion aus dem Kalkulator. Das Vorgehen umfasst:

- Interpretation des Wissens über die einzelnen Analysen aus der Ontologie,
- Dynamische Erstellung einer Analysepipeline auf Basis des interpretierten Wissens,
- Durchlauf der Analysepipeline und Berechnung einer optimierten Transplantatlage.

Die konkrete Optimierung eines Transplantats findet auf Ebene der formgebenden Anker statt. Durch eine verbesserte Positionierung und Ausrichtung (*Ausrichtungsvektor* in Abbildung 36 B) kann eine verbesserte Rekonstruktion erzielt werden. Folglich werden vom Optimierer die verschiedenen Analysen aus der Ontologie (Abschnitt 3.1.3.2) für alle beteiligten Anker interpretiert, um eine verbesserte Transplantatlage zu berechnen.

Zu welchem Zeitpunkt eine Analyse auf das Transplantat anzuwenden ist, hängt maßgeblich vom aktiven Optimierungsblock einer Iteration ab. Im Folgenden ist die Funktionsweise der Optimierung exemplarisch für *Block 1*, zur Justierung des *Transplantatniveaus* (*vertikale Positionierung*), beschrieben (Abbildung 34 Block 1). Als konkretes Beispiel wird für den V-Anker das modellierte Wissen zur vertikalen Positionierung aus Abschnitt 3.1.3.2 aufgegriffen.

Dynamische Zusammenstellung einer Analysepipeline

Um das Transplantat gemäß eines bestimmten Aspekts zu analysieren, muss zunächst bekannt sein, wie eine Analyse berechnet werden kann. Nachfolgend ist beschrieben wie aus den Analysen aus der Ontologie konkrete algorithmische Lösungen zur Optimierung der Anker abgeleitet werden können.

In der Ontologie ist eine Analyse, neben dem Anker und einem individuellen Gewichtungsfaktor, jeweils mit einer Berechnungspipeline assoziiert (vgl. Abbildung 23 *1-4*). Eine Pipeline definiert eine sequentielle Abfolge von in sich abgeschlossenen Berechnungsbausteinen (Abbildung 37 A). Für die tatsächliche Berechnung ist eine konkrete Implementierung für jeden dieser Bausteine zu entwickeln (Abbildung 37 B oben). Eine algorithmische Lösung zur Berechnung einer Analyse kann somit durch Interpretation der definierten Bausteine dynamisch zusammengestellt werden (Abbildung 37 B Mitte). Die Eingabedaten eines Bausteins sind hierbei ebenfalls in der Ontologie vermerkt. Dieses generische Konzept ermöglicht die Wiederverwendbarkeit der implementierten Bausteine für die Zusammenstellung unterschiedlicher Analysepipelines.

Übertragen auf das betrachtete Beispiel zur Optimierung des V-Ankers (vgl. Abbildung 23) ergibt sich durch Interpretation der Berechnungsbausteine aus der Ontologie eine konkrete algorithmische Lösung für die Analyse. Ziel ist die Abbildung des unteren Transplantat-Knochenrandes auf den Unterkiefer-Basalrand. In der Ontologie sind hierfür die Berechnungsbausteine *Point Correspondence* und *Calculate Translationvector* vorgesehen (vgl. Abbildung 23 *5*). Die algorithmischen Konzepte für die Berechnung dieser Bausteine sehen wie folgt aus:

1. **Point Correspondence (Punktkorrespondenz)**: Dies dient der Berechnung von korrespondierenden Punktepaaren zwischen zwei Geometrien. Entsprechend wird der Berechnungsbaustein im konkreten Beispiel mit der unteren Knochenlinie des Transplantats sowie dem Unterkiefer-Basalrand initialisiert (vgl. Abbildung 23 *6*). Zudem erfordert die *Point Correspondence* eine Bezugsebene (vgl. Abbildung 23 *7*), in welcher das gesuchte Punktepaar lokalisiert sein soll. Die Punktkorrespondenz ergibt

sich schließlich aus den Schnittpunkten der Knochenlinien mit der Bezugsebene. Kann kein Schnittpunkt ermittelt werden, ist der nächste lokalisierte Punkt einer Linie senkrecht auf die Bezugsebene zu projizieren (Abbildung 37 B unten).

2. **Calculate Translationvector (Berechnung Translationsvektor)**: Dieser Baustein stellt die Algorithmik für die Abbildung eines Ausgangspunktes (source) auf einen Zielpunkt (target) bereit. Entsprechend benötigt er als Eingabe zwei Punkte, um den gesuchten Translationsvektor zu berechnen. Im betrachteten Beispiel wird der Baustein mit dem identifizierten Punktepaar aus der *Point Correspondence* initialisiert (vgl. Abbildung 23 *5*). Im Folgenden lässt sich ein Richtungsvektor sowie der euklidische Abstand zwischen dem *source* und dem *target* bestimmen. Zusammen bilden sie den gesuchten Translationsvektor für die basale Verschiebung des V-Ankers (Abbildung 37 B unten).

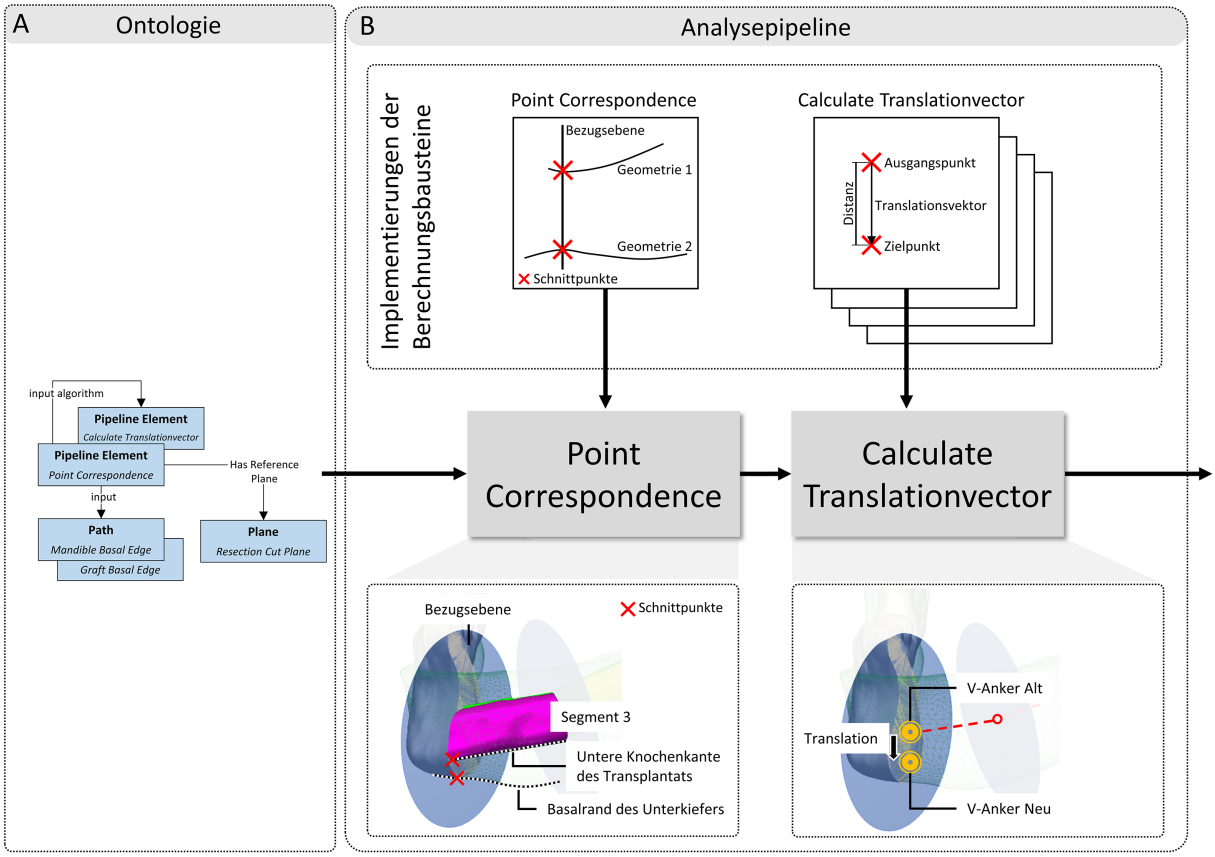


Abbildung 37: Dynamische Zusammenstellung einer Analysepipeline im Optimierer. **A**: Ausschnitt des Wissens aus der Ontologie über die einzelnen Berechnungsbausteine für die *vertikale Positionierung* des V-Ankers. **B**: Interpretation des Wissens und dynamische Zusammenstellung der Berechnungspipeline für das dargestellte Wissen aus (**A**). Aus einer Sammlung generisch implementierter Berechnungsbausteine (oben) wird eine Analysepipeline (Mitte) vom Optimierer zusammengestellt. Die Initialisierung und Ausführung der Berechnungsbausteine (unten) erfolgt anhand des spezifischen Wissens aus der Ontologie. Quelle: Eigene Darstellung

Eine Zusammenstellung aller entwickelten Berechnungsbausteine findet sich in Tabelle 5. Algorithmische Lösungen für die Berechnung der funktionellen und ästhetischen Analysen auf Basis der Berechnungsbausteine sind in Anhang A.2 beschrieben.

Berechnung einer optimierten Transplantatlage

Um eine Optimierung der Transplantatlage für alle Anker durchzuführen, werden die in einem Optimierungsblock gruppierten Analysen, wie zuvor beschrieben, berechnet. Im Falle der *vertikalen Positionie-*

Tabelle 5: Übersicht über die Berechnungsbausteine der funktionellen und ästhetischen Analysen.

Berechnungsbaustein	Dimension	Kurzbeschreibung
Line Tracing	2D	Berechnung korrespondierender Punkte entlang einer Linie
Deep Point Correspondence	2D	Berechnung (tief-) korrespondierender Punkte zwischen zwei Punktemengen in einer Ebene
Point Correspondence	2D	Berechnung korrespondierender Punkte zwischen zwei Punktemengen in einer Ebene
Evenly Distributed Points	3D	Berechnung einer gleichverteilten Punktemenge entlang eines 3D-Vektors
Subdivide Path	3D	Unterteilung eines Pfades in einen lokal begrenzten Sub-Pfad
Line Approximation	3D	Approximation einer Punktemenge anhand einer 3D-Linie oder eines 3D-Vektors
Create Line	3D	Erstellung einer Linie anhand zweier 3D-Punkte
Intersection Line & Point Cloud	3D	Berechnung der Schnittpunkte zwischen einer 3D-Linie und einer 3D-Punktwolke/Punktemenge
Calculate Translationvector	2D 3D	Berechnung eines Translationsvektors zwischen zwei Punkten
Calculate Rotationangle	2D	Berechnung eines Rotationswinkels um eine definierte Achse

rung (Abbildung 34 Block 1) ergeben sich für das betrachtete Beispiel vier Translationsvektoren für die vier Anker des Transplantats. Umfasst ein Optimierungsblock Analysen aus verschiedenen Klassen (Abbildung 34 Block 4) ergibt sich die gesuchte Gesamttransformation T_i für die Optimierung eines Ankers i aus dem gewichteten arithmetischen Mittel der einzelnen Analyseergebnisse $t_{i,j}$:

$$T_i = \frac{\sum_j^n w_j \times t_{i,j}}{n},\ mit:$$

T_i: Gesuchte Gesamttransformation für Anker i
n: Anzahl Analysen in Optimierungsklasse
w_j: Gewichtung Analyse j
$t_{i,j}$: Transformationsergebnis einer Analyse j für Anker i

Die Gewichtung einer Analyse ist in der Ontologie definiert (vgl. Abbildung 23 *3*) und wird vom Optimierer interpretiert. Standardmäßig ist eine ausgewogene Gewichtung zwischen den verschiedenen funktionellen und ästhetischen Aspekten bei der Transplantatoptimierung vorgesehen. Dennoch lässt sich darüber der Einfluss einer Analyse auf das Rekonstruktionsergebnis regeln. So besteht durch manuelle Anpassung der Gewichte die Möglichkeit direkt Einfluss auf das Optimierungsergebnis zu nehmen und den Schwerpunkt auf bestimmte funktionelle oder ästhetische Aspekte bei Berechnung der Rekonstruktion zu legen.

Quantifizierung des Optimierungsausmaßes

Am Ende eines Optimierungsblocks steht die Quantifizierung des berechneten Optimierungsausmaßes (Abbildung 34 Block 1-4). Hierfür wird die RMS-Abweichung zwischen den Positionen und Ausrichtungen der Anker in der aktuell gültigen Rekonstruktion und den optimierten Ankerpositionen und -ausrichtungen berechnet. Ist das Ausmaß unter einem definierten Schwellwert, stellt die Optimierung lediglich eine marginale Verbesserung gegenüber der bestehenden Rekonstruktion dar und kann verworfen werden. Andernfalls ist die Rekonstruktion für die optimierten Ankerpositionen und -ausrichtungen über den Kalkulator (Abschnitt 3.2.3.1) im nachfolgenden Block neu zu berechnen.

3.2.3.3 Überprüfung der Abbruchkriterien

Am Ende einer Iteration werden die Abbruchkriterien der Auto-Reko überprüft (Abbildung 34 Block 5). Die Berechnung wird angehalten, wenn: (1) die maximale Anzahl an Iterationen erreicht ist oder (2) alle Blöcke für die Transplantatoptimierung (Block 1 bis 4) in einer Iteration eine RMS-Abweichung unter den definierten Schwellwerten aufweisen. Letzteres geht mit der Annahme einher, dass die gesamten Ergeb-

nisse der Optimierungen aus den verschiedenen Blöcken vernachlässigbar klein sind und keine maßgebliche Verbesserung mehr erzielt werden konnte. Der Rekonstruktionsvorschlag wird somit als *bestmöglich* angesehen. Eine fortlaufende iterative Optimierung ist nicht weiter erforderlich.

3.2.4 Interaktive Rekonstruktionsplanung für die manuelle Feinjustierung

Um eine nachträgliche manuelle Anpassung der berechneten Rekonstruktionsvorschläge bereitstellen zu können, werden vier Interaktionskonzepte für die direkte Manipulation eines Transplantats in der Empfängerregion entworfen:

- **Repositionierung der Transplantatsegmente**: Das entworfene Konzept für die Repositionierung sieht die freie Verschiebung der Segment-Endpunkte (Anker) vor. Durch einfaches *Greifen und Ziehen* lassen sich die Anker über die Maus frei im 3D-Raum positionieren. Entsprechend ändert sich die formgebende Skelettlinie des Transplantats. Somit kann eine maximal flexible Gestaltungsmöglichkeit zur Justierung der einzelnen Transplantatsegmente erzielt werden.
  An den Transplantatenden (V-Anker) wiederum ist ein lückenloser Übergang zum Rest-UK zu gewährleisten. Eine Repositionierung an den Anschlussstellen soll daher lediglich in der jeweiligen Ebene eines Resektionsschnittes möglich sein.
- **Rotation des Transplantats**: Um die Ausrichtung des Transplantats am Neo-Unterkiefer anzupassen, wird auf die zylindrische Form der Segmente zurückgegriffen. Die Skelettlinie des Transplantats verläuft dabei nahezu mittig durch die einzelnen Segmente. Sie bildet somit eine gute Approximation der Segmentlängsachsen.
  Damit die passgenauen Übergänge an den Segmentkanten bei der Reorientierung erhalten bleiben, ist eine einheitliche Neuausrichtung für die Segmente zu bestimmen. Durch synchrone Rotation der Ausrichtungsvektoren um die jeweiligen Längsachsen, kann eine homogene Orientierung der Transplantatsegmente erreicht werden.
- **Vertikale Verschiebung des Transplants**: Die vertikale Verschiebung sieht die gleichmäßige Anpassung des Transplantatniveaus im Bereich des Unterkieferkörpers (Corpus mandibulae) vor. Dementsprechend werden die Anker in diesem Bereich einheitlich in apikaler oder basaler Richtung verschoben. Dieses Konzept ermöglicht die schnelle, interaktive Manipulation des Transplantatniveaus, unter Beibehaltung der räumlichen Beziehungen zwischen benachbarten Segmenten. Somit entstehen keine unerwünschten Stufen oder Kippungen zwischen den Segmenten, wie es bspw. bei einer unabhängigen Repositionierung der Segmente der Fall wäre.
- **Nachträgliche Anpassung der Tumorresektion**: Um eine nachträgliche Anpassung der Tumorresektion nach Betrachtung der Rekonstruktionsvorschläge ermöglichen zu können, soll eine Repositionierung und -orientierung der Schnitte, wie in Abschnitt 3.2.2 beschrieben, bereitgestellt werden.
  Eine nachträgliche Anpassung kommt dann zum Tragen, wenn bei Betrachtung der berechneten Rekonstruktionen Rückschlüsse auf die Tumorresektion gezogen werden. So können bspw. zu kurz geplante Segmente, spitz angulierte Schnitte oder ein zu stark/wenig abgetragener Unterkieferknochen korrigiert werden.

Um die getätigten Manipulationen geltend zu machen, wird nach jeder manuellen Interaktion eine Neuberechnung der Unterkieferrekonstruktion angestoßen. Entsprechend kann das Transplantat durch Aufruf des Kalkulators (Abschnitt 3.2.3.1) für die angepassten Ankerpositionen und Ausrichtungsvektoren neu berechnet werden.

3.2.5 Softwarearchitektur von Reko-Compass

Nachfolgend werden die Softwarearchitektur und der Funktionsumfang zentraler Module für die Realisierung von Reko-Compass vorgestellt. Ein Überblick über die Architektur ist in Abbildung 38 illustriert.

Wie in Abschnitt 2.2 beschrieben, stellt das OP-Planungssystem den zentralen Softwarebaustein von Reko-Compass dar. Aufgrund seiner Komplexität greift der Planungsbaustein auf eine Vielzahl der Funktionalitäten aus den in dieser Arbeit implementierten Modulen zurück. Die wichtigsten Module werden nachfolgend grundlegend beschrieben.

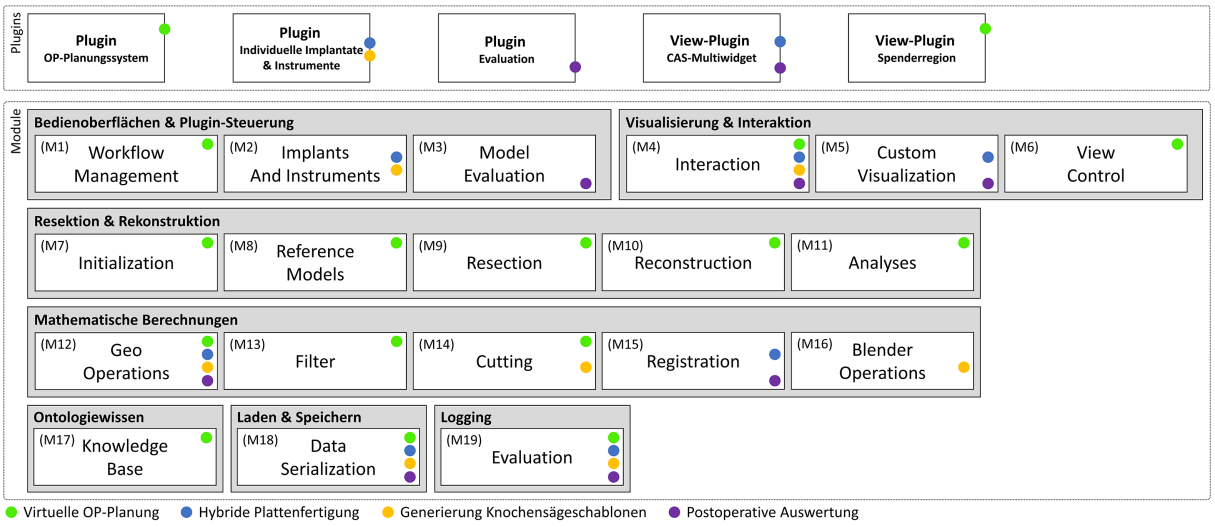


Abbildung 38: Wichtige Plugins und Module von Reko-Compass. Die 19 dargestellten Module (M1 bis M19) lassen sich inhaltlich in sieben Gruppen untergliedern (graue Kästen). Zusammen mit den fünf Plugins beinhalten diese verschiedenen Komponenten für die Bedienoberfläche und Funktionalitäten der virtuellen OP-Planung (Grün), zur hybriden Plattenfertigung (Blau), der Generierung von Knochensägeschablonen (Orange) und zur postoperativen Auswertung (Lila). Quelle: Eigene Darstellung

Inhaltlich lassen sich die Module von Reko-Compass in sieben funktionale Gruppen untergliedern. Jede Gruppe umfasst Implementierungen und individuelle graphische Bedienelemente, welche von den Plugins von Reko-Compass aufgerufen bzw. dynamisch auf der Bedienoberfläche eingebunden werden:

- **Bedienoberflächen & Plugin-Steuerung (Module M1 bis M3)**: Diese Modulgruppe beinhaltet grundlegende Funktionalitäten für die Workflowsteuerung sowie graphische Bedienoberflächen zur Interaktion der Benutzenden mit dem System. Dabei steht für jedes Plugin von Reko-Compass ein eigenes Modul bereit, welches die notwendigen Workflow-Funktionalitäten kapselt. Bei der virtuellen OP-Planung mit dem OP-Planungssystem ermöglicht das Modul *M1 Workflow Management* über ein einfaches Undo/Redo-Konzept das Vor- und Zurückspringen zwischen Planungsschritten (Abschnitt 3.2.6).
- **Visualisierung & Interaktion (Module M4 bis M6)**: Hier sind Funktionalitäten für die generische Interaktion mit geometrischen Objekten (3D-Punkten und Ebenen) in den Planungsszenen implementiert. Des Weiteren umfasst diese Modulgruppe verschiedene Visualisierungskonzepte, welche unter anderem die individuelle Konfiguration einer Planungsszenen (aus beliebig vielen 2D- und 3D-Ansichten) ermöglicht.
- **Resektion & Rekonstruktion (Module M7 bis M11)**: In dieser Funktionseinheit werden die Realisierungen der Konzepte zur automatisierten und wissensbasierten OP-Planung einer Unterkieferrekonstruktion gekapselt. Die Implementierungen ermöglichen die Initialisierung einer virtuellen OP-

Planung mit anatomischen Referenzmodellen in der Empfängerregion sowie der Fibula in der Spenderregion. Weiter werden die Funktionalitäten für die Tumorresektionsplanung sowie zur wissensbasierten Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen und zur interaktiven Feinjustierung eines Vorschlags bereitgestellt.

- **Mathematische Berechnungen (Module M12 bis M16)**: Diese Gruppe umfasst verschiedene Module für die Datenprozessierung und stellt Implementierungen für mathematische Berechnungen (bspw. geometrische Transformationen), Filteralgorithmik (bspw. Skelettierung), das Schneiden von Knochenoberflächen und die Registrierung bereit. Das Modul *M16 Blender Operations* bietet eine skriptbasierte Schnittstelle zu *Blender* für die Berechnung von booleschen Operationen (siehe Anhang A.3).
- **Wissen aus der Ontologie (Modul M17)**: Das modellierte chirurgische Wissen und die Realisierung der Ontologieschnittstelle aus Abschnitt 3.1.4 werden über das Modul *Knowledge Base* bereitgestellt.
- **Laden & Speichern (Modul M18)**: Als Import-/Export-Schnittstelle stellt das Modul *Data Serialization* generische Funktionalitäten für das Laden und Speichern von Planungsdaten und Ergebnissen zur Verfügung.
- **Logging (Modul M19)**: Für die Protokollierung von Eingaben über die Bedienoberfläche, Berechnungsergebnissen und eine detaillierte Zeiterfassung können die Funktionalitäten des Moduls *Evaluation* eingebunden werden.

3.2.6 Implementierung des Systembausteins für die virtuelle OP-Planung

Nachfolgend werden relevante Konzepte zur Visualisierung der Planungsdaten in der Spender- und Empfängerregion, die graphische Bedienoberfläche sowie das Workflowmanagement für die wissensbasierte Tumorresektions- und Unterkieferrekonstruktionsplanung betrachtet.

Visualisierung der Planungsdaten für die virtuelle OP-Planung

Zur Visualisierung der Planungsdaten werden getrennte Szenen für die Empfänger- und Spenderregion verwendet (Abbildung 39). Die Darstellung des Kopf-Hals-Bereichs erfolgt in der standardmäßig vorgesehenen Vier-Fenster-Ansicht. Die Umsetzung der konzipierten Interaktionen mit den Planungsdaten erfolgt ausschließlich in dieser Planungsszene.

Für die Visualisierung der Spenderregion wird ein eigenes View-Plugin *Spenderregion* entwickelt. Das Plugin besteht lediglich aus einem 3D-Fenster für die Darstellung der unteren Extremitäten und greift auf einen lokalen *MITK-DataStorage* (Abschnitt 1.3.1.2) zurück. Somit besitzt die Empfänger- und Spenderregion jeweils ein eigenes Weltkoordinatensystem, in welchem die Planungsdaten unabhängig voneinander visualisiert und manipuliert werden können.

Bedienoberfläche für die virtuelle OP-Planung

Die Bedienoberfläche des Plugins *OP-Planungssystem* unterteilt sich in vier Bereiche (Abbildung 39):

- **Menü**: In der Menüleiste wird über eine Fortschrittsanzeige der Bearbeitungsstatus einer OP-Planung kontinuierlich angezeigt. Außerdem kann über diverse Schaltflächen aktiv Einfluss auf die Visualisierung in den Planungsszenen und den Workflow einer Planungssitzung genommen werden:
  - Schaltflächen für das implementierte Undo/Redo-Konzept,
  - Speicherung des aktuellen Planungsfortschritts als Zwischenergebnis,
  - Abbruch einer Planungssitzung,
  - Aktivierung/Deaktivierung einer Volumenvisualisierung in der Spenderregion,

  - Aktivierung/Deaktivierung von Schnittebenen in den Planungsszenen.
- **Schnellzugriff 3D-Fenster**: Über die bereitgestellten Schaltflächen kann die Kameraausrichtung im 3D-Fenster der Empfängerregion direkt angesprochen werden. So lässt sich der Betrachtungswinkel im Kopf-Hals-Bereich schnell anpassen. Die definierten Ausrichtungen stellen relevante Betrachtungswinkel für die Planung einer Unterkieferrekonstruktion bereit (von anterior, von links/rechts oder von kaudal).
- **Dynamische Bedienoberfläche**: In diesem Bereich wird für jeden Workflowschritt eine individuelle graphische Oberfläche zur Erledigung der vorgesehenen Planungsaufgaben initialisiert. Die Bedienoberfläche kann somit schlank gehalten und auf relevante Funktionalitäten für die Erledigung des aktuellen Planungsschrittes reduziert werden.
- **Bestätigung Planungsschritt**: Unterhalb der dynamischen Bedienoberfläche findet sich eine Schaltfläche zur Bestätigung der Eingaben und Interaktionen für den aktiven Planungsschritt. Bei Betätigung wird der nachfolgende Workflowschritt im Planungsprozess initialisiert.

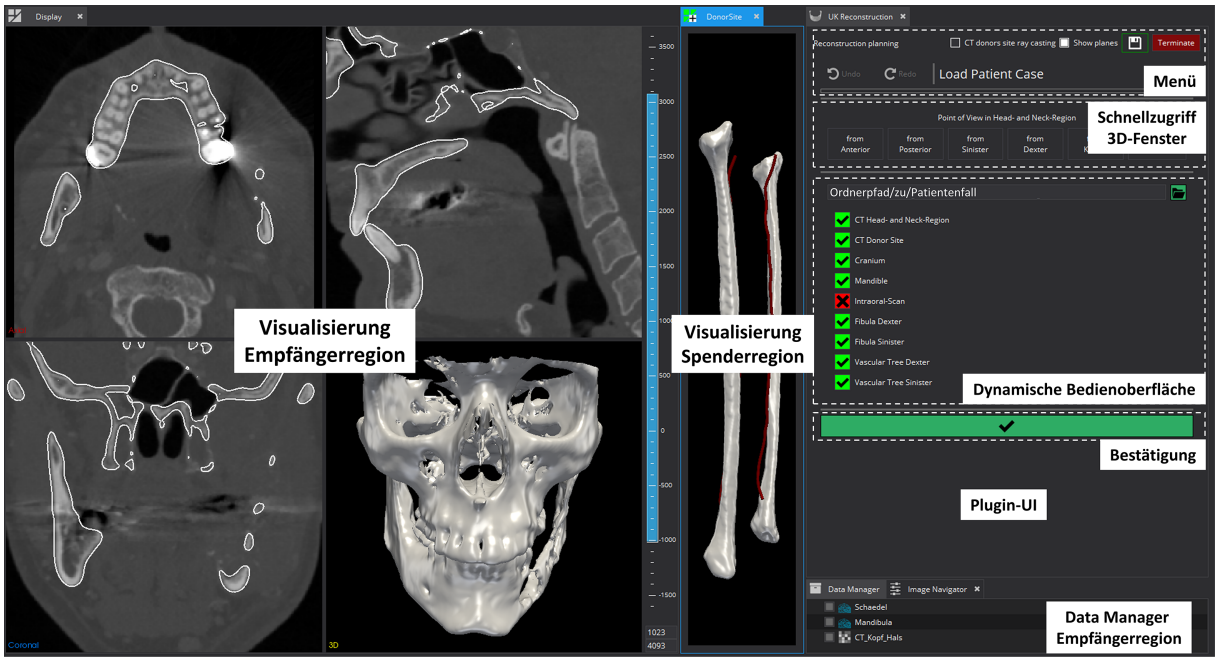


Abbildung 39: Visualisierung und Bedienoberfläche der virtuellen OP-Planung. **Links**: Visualisierung der Empfängerregion. **Mitte**: 3D-Visualisierung der Spenderregion. **Rechts**: Plugin für die virtuelle OP-Planung. Die Bedienoberfläche unterteilt sich in: das Menü, den Schnellzugriff des 3D-Fensters in der Empfängerregion, den Bereich für die dynamische Darstellung graphischer Bedienelemente und die Schaltfläche zur Bestätigung eines Planungsschrittes. Quelle: Eigene Darstellung

Workflowmanagement und Datenverwaltung

Das realisierte Workflowmanagement hängt stark mit der systeminternen Verwaltung der Planungsdaten zusammen. Alle eingegebenen und anfallenden Planungsdaten (Volumenbilddaten, Oberflächenmodelle, Schnittebenen, etc.) werden über sog. Datencontainer administriert. Dabei wird jedem Planungsschritt im Workflow eine eigene Datencontainer-Instanz zugewiesen. So können unterschiedliche Zustände der Planungsdaten zu unterschiedlichen Zeitpunkten im Workflow vorgehalten werden.

Jeder Planungsschritt besitzt für die Erledigung der anstehenden Planungsaufgaben zudem eine individuelle graphische Bedienoberfläche sowie eine Definition der relevanten, zu visualisierenden Planungsdaten

in der Spender- und Empfängerregion. Die Bedienoberfläche der Planungsschritte sind in der Modul-Gruppe *Resektion & Rekonstruktion* (Abbildung 38) hinterlegt.

Das Workflowmanagement verwaltet die Darstellung der graphischen Oberfläche für den aktiven (aktuell zu erledigenden) Planungsschritt im Bereich der dynamischen Bedienoberfläche (Abbildung 39). Die Reihenfolge der zu bearbeitenden Planungsschritte wird in einer XML-Datei definiert. Der Planungsworkflow kann somit flexibel gestaltet und Planungsschritte einfach hinzugefügt oder entfernt werden. Für das realisierte OP-Planungssystem wird in der XML-Datei der Workflow aus Abbildung 26 abgebildet. Ein Übergang zwischen den Planungsschritten kann entweder durch Betätigung der Bestätigungsschaltfläche am Ende eins Planungsschrittes oder über das Undo/Redo-Konzept angestoßen werden. Basierend auf der hinterlegten XML-Datei wird die individuelle Bedienoberfläche für den aktuellen Planungsschritt dynamisch dargestellt.

Das Undo/Redo-Konzept bietet eine einfache Möglichkeit für das *Vor- und Zurückspringen* (Rückgängig machen/Wiederherstellen) zwischen abgeschlossenen Planungsschritten. Die Bedienoberfläche des aktiven Planungsschrittes wird dabei mit den Planungsdaten in der verknüpften Datencontainer-Instanz initialisiert. So können zuvor getätigte Eingaben auf der Oberfläche dargestellt und angepasst werden, ohne diese global für alle anderen Planungsschritte zu ändern.

3.2.7 Ablauf einer virtuellen OP-Planung mit dem Systembaustein

Im Folgenden ist der Ablauf einer OP-Planung mit dem implementierten OP-Planungssystem beschrieben.

3.2.7.1 Initialisierung einer OP-Planung

Nach der Auswahl und dem Import der Planungsdaten für einen Fall erfolgt die Planungsinitialisierung. Diese umfasst die Registrierung der anatomischen Referenzmodelle auf den Patientenkiefer sowie die Initialisierung der Fibulae in der Spenderregion.

Initialisierung der Empfängerregion

Für die Initialisierung der Empfängerregion wird ein Wizard implementiert, welcher die Chirurg*innen schrittweise durch den, in Abschnitt 3.2.1.2 konzipierten, Registrierungsprozess führt. Der zu durchlaufende Prozess berücksichtigt die Definition einer Medianebene für die Unterkieferspiegelung, eine elastische Registrierung des $\boldsymbol{AR}^{OK}$ sowie eine elastische Registrierung des $\boldsymbol{AR}^{UK}$ (Abbildung 40).

In jedem Schritt wird eine Landmarke vorgegeben, welche manuell im Kopf-Hals-Bereich positioniert werden muss (Abbildung 40). Das gesamte Landmarkenset und die Reihenfolge sind hierbei in der Ontologie definiert. Über die bereitgestellte Ontologieschnittstelle (Abschnitt 3.1.4) werden alle zu positionierenden Landmarken des Schädelknochens (Cranium, Maxilla und Mandibula) angefragt.

Zur Landmarkenpositionierung auf der Patientenanatomie wird das vom MITK bereitgestellte Interaktionskonzept für den Umgang mit 3D-Punkten aufgegriffen. Über die Maus können die vom Wizard geforderten Landmarken flexibel im 3D-Fenster oder in den 2D-Schichtprojektionen der Vier-Fenster-Ansicht hinzugefügt und verschoben werden. Der Initialisierungsfortschritt wird dabei kontinuierlich vom Wizard überwacht. Sobald alle Landmarken einer Anatomie positioniert wurden (bspw. die Porione am Schädel oder Landmarken am Unterkiefer), erfolgt automatisch die Spiegelung des Unterkiefers bzw. die elastische Registrierung eines anatomischen Referenzmodells. Für die aktive Unterstützung der Chirurg*innen

werden folgende Funktionalitäten implementiert (Abbildung 40):

- **Überspringen einer Landmarke/Initialisierung**: Kann die eindeutige Positionierung einer geforderten Landmarke nicht gewährleistet werden, besteht die Möglichkeit diese zu überspringen. Analog kann die optionale Initialisierung der Unterkieferspiegelung und Oberkieferreferenz übersprungen werden.
- **Ein-/Ausblenden einer Initialisierung**: Berechnete Spiegelungen und Referenzmodelle können während des Registrierungsprozesses aktiv ein- bzw. ausgeblendet werden.
- **Hervorheben relevanter Anatomien**: Während der Landmarkenpositionierung werden relevante anatomische Bereiche aktiv hervorgehoben, indem andere Anatomien mit einer reduzierten Opazität visualisiert werden.
- **Manipulation der Medianebene**: Für die aktive Manipulation der berechneten Unterkieferspiegelung kann die Medianebene (Spiegelebene) verschoben und rotiert werden (Abschnitt 3.2.1.2). Eine visuelle Kontrolle wird durch Echtzeitberechnung des Spiegelungsergebnisses erreicht. Für die Anpassung wird das MITK-Interaktionskonzept zur Translation und Rotation einer Ebene adaptiert. Durch einfaches *Greifen und Ziehen* kann eine Ebene über die Maus entlang eines Vektors verschoben oder an der dargestellten Normale um den Ebenen-Mittelpunkt rotiert werden.

Bei der elastischen Registrierung einer anatomischen Referenz wird auf die ITK-Implementierung einer Thin-Plate-Spline-Transformation zurückgegriffen. Für jede positionierte Kieferlandmarke findet sich eine Korrespondenz auf den Referenzmodellen des Ober- und Unterkiefers (Abschnitt 3.2.1). Folglich kann die Deformation der Referenzen auf die Patientenanatomie automatisch bestimmt werden. Zudem ermöglicht der Wizard die Berechnung weiterer formgebender Landmarkenkorrespondenzen für die verfeinerte elastische Registrierung der Unterkieferreferenz (Abbildung 40):

- **Basalrand**: Über vier Schaltflächen können die nicht deformierten Abschnitte des Patientenunterkiefers einzeln angegeben werden. Auf Basis der implementierten Pfadsuche wird für jeden gewählten Abschnitt im Folgenden der Basalrand vom Registrierungswizard berechnet (Abschnitt 3.2.1.2).
- **Alveolarkamm**: Bei vorhandener Oberkieferreferenz wird die Lage des Alveolarkamms am Unterkiefer in Relation zum Oberkiefer automatisch geschätzt (Abschnitt 3.2.1.2).

Initialisierung der Spenderregion

Während der semi-automatischen Initialisierungen in der Empfängerregion werden in einem separaten *Thread* die Initialisierungen der beiden Fibulae vom OP-Planungssystem automatisch berechnet. Eine aktive Interaktion mit der Software ist an dieser Stelle nicht notwendig. Wie in Abschnitt 3.2.1.3 beschrieben, werden für beide Fibulae die Skelettlinie und die Facies posterior als engmaschige Punktekette dargestellt sowie entlang der Skelettlinie eine distale und proximale Begrenzung des verfügbaren Knochenangebots festgelegt.

3.2.7.2 Interaktive Planung der Tumorresektion

Nach abgeschlossener Initialisierung folgt für die virtuelle Tumorresektionsplanung die Positionierung von einer bis maximal zwei Schnittebenen auf dem Unterkiefer. Für eine optimierte Lage werden die Ebenen auf die Skelettlinie projiziert und senkrecht zur Knochenaußenseite orientiert (Abschnitt 3.2.2). Die virtuelle Osteotomie wird vom realisierten System in Echtzeit nach Positionierung einer Schnittebene berechnet und der Unterkiefer in einen Rest-UK und ein Resektat unterteilt. Für die intuitive Beurteilung wird der geplante Resektionsabschnitt rot eingefärbt. Bei lediglich einer geplanten Schnittebene, im Fal-

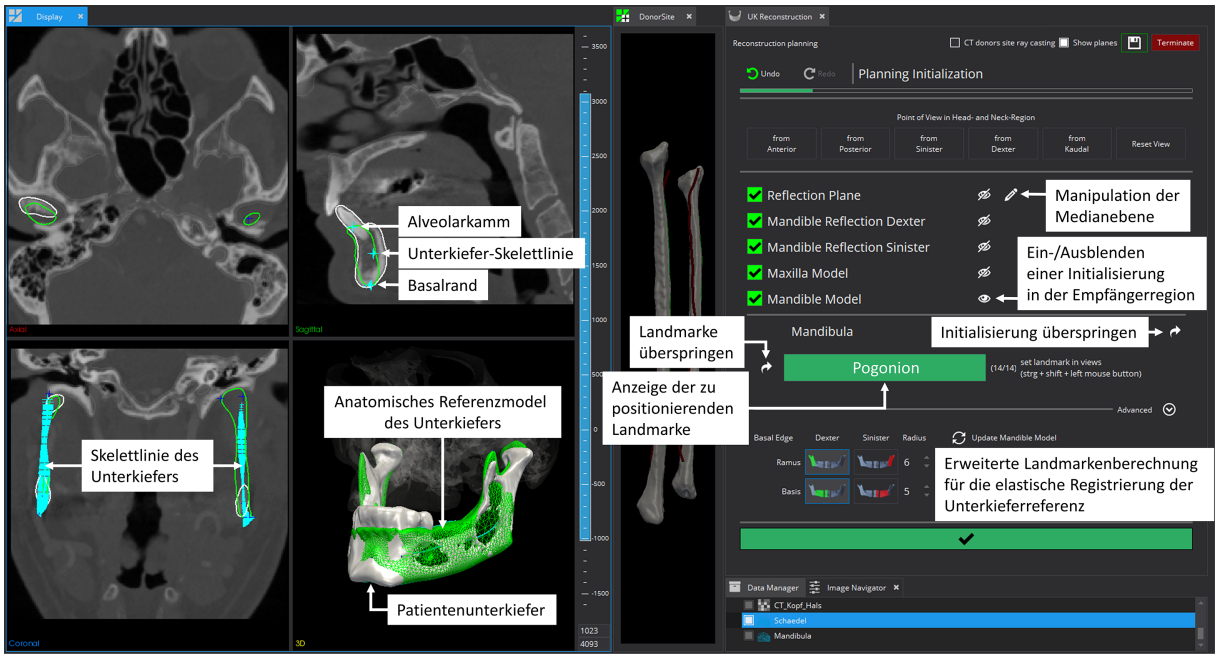


Abbildung 40: Initialisierung der OP-Planung. **Links**: Visualisierung der Empfängerregion mit elastisch registrierter Unterkieferreferenz (Grün). **Mitte**: 3D-Visualisierung der Spenderregion. **Rechts**: Bedienoberfläche für die schrittweise Initialisierung der OP-Planung. Quelle: Eigene Darstellung

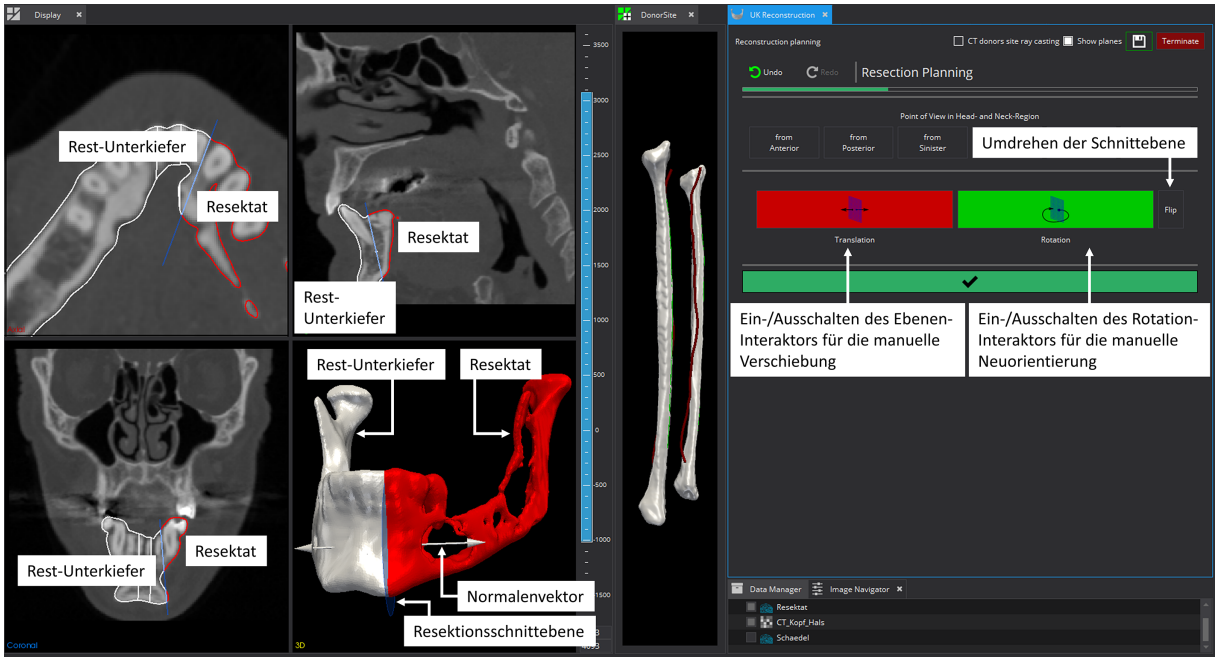


Abbildung 41: Visualisierung und Bedienoberfläche für die Tumorresektionsplanung. **Links**: Visualisierung der Empfängerregion. **Mitte**: 3D-Visualisierung der Spenderregion. **Rechts**: Bedienoberfläche mit Schaltflächen für die Aktivierung/Deaktivierung von Interaktoren zur Translation und Rotation einer Schnittebene sowie für das „Umdrehen“ von Rest-UK und Transplantat bei nur einer vorhandenen Ebene. Quelle: Eigene Darstellung

le einer Rekonstruktion inklusive Kiefergelenks (bspw. Klasse H), ist anhand der positionierten Ebene nicht ersichtlich, welcher Part des Unterkiefers entfernt werden soll. Die Bedienoberfläche bietet hierfür eine Schaltfläche für das einfache *Umdrehen* (engl. flipping) der Zuordnung in *Rest-UK* und Resektat an. Bei zwei positionierten Schnittebenen wird der eingefasste Unterkieferabschnitt automatisch als zu entnehmend markiert (Abbildung 41).

Als Adaptionsmöglichkeiten stehen Interaktoren für die Verschiebung einer Schnittebene entlang der Skelettlinie des Unterkiefers sowie zur Rotation um den Ebenen-Mittelpunkt bereit. Diese können über Schaltflächen auf der graphischen Oberfläche aktiviert/deaktiviert werden (Abbildung 41).

3.2.7.3 Konfiguration der Rekonstruktionsberechnung

Als Nächstes erfolgt die Konfiguration der Rekonstruktionsberechnung. Dabei ist festzulegen, welche Rekonstruktionsvarianten berechnet und welche funktionellen und ästhetischen Aspekte im Zuge dessen optimiert werden sollen (Abbildung 42).

Die Bedienoberfläche unterteilt sich in drei grundlegende Bereiche: Filter, verfügbare Rekonstruktionsvarianten und Konfiguration der Optimierung. Anhand der geplanten Tumorresektion, aus dem vorherigen Planungsschritt, werden über die SPARQL-Schnittstelle alle verfügbaren Rekonstruktionsvarianten für den Unterkieferdefekt vom System angefragt und als Suchergebnisse präsentiert. Für jede Variante werden klinisch relevante Merkmale, wie der verwendete Spenderknochen (linke/rechte Fibula), die Anzahl an Segmenten und die Austrittsstelle des Gefäßstiels am Unterkiefer angegeben. Basierend auf diesen Informationen kann eine Auswahl der zu berechnenden Rekonstruktionen getroffen werden.

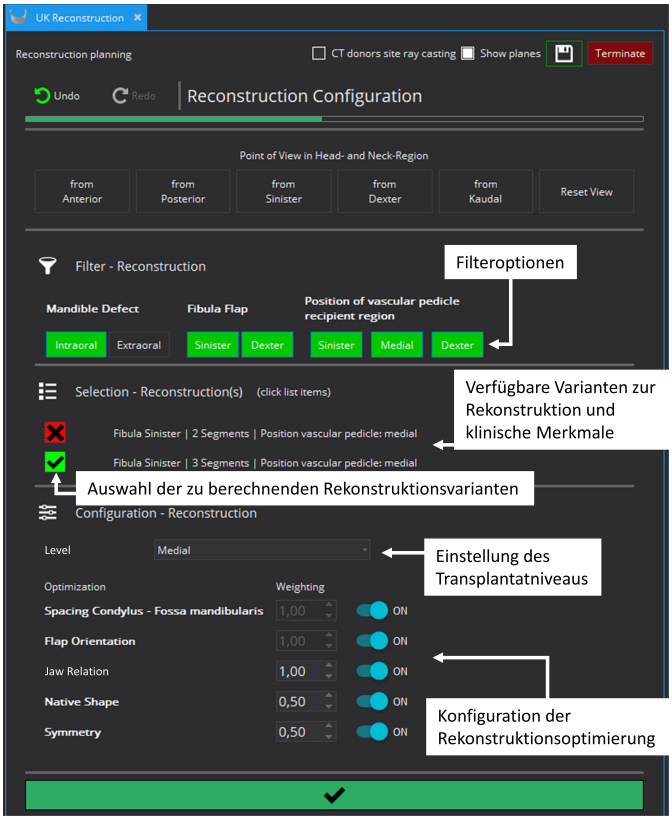


Abbildung 42: Konfigurationsoberfläche für die Rekonstruktionsberechnung. Über Filteroptionen können die verfügbaren Rekonstruktionsvarianten zur Überbrückung eines Unterkieferdefekts aus der Ontologie angefragt werden. Jede Variante wird mit klinischen Merkmalen präsentiert und kann für eine Berechnung manuell ausgewählt werden. Über den Konfigurationsbereich (unten) kann das Transplantatniveau gewählt und die Analysen zur Optimierung aktiviert/deaktiviert sowie gewichtet werden. Quelle: Eigene Darstellung

Eine Eingrenzung der Suchergebnisse kann über die Filteroptionen erreicht werden. So kann zwischen einem begleitenden intra-/extraoralem Weichgewebedefekt unterschieden, die zu verwendenden Spenderknochen gewählt oder die Austrittstelle des Gefäßstiels am Neo-Unterkiefer eingeschränkt werden.

Für die Konfiguration der Rekonstruktionsoptimierung kann das vorgesehene Transplantatniveau interaktiv festgelegt und die verschiedenen implementierten funktionellen und ästhetischen Analysen ein-/ausgeschaltet werden. Des Weiteren lässt sich die Analysengewichtung individuell anpassen, um den Einfluss auf das Rekonstruktionsergebnis flexibel zu steuern. Eine Konfiguration der realisierten Optimierungsfunktionen ist vor allem für das hier entwickelte wissenschaftliche System von Interesse. In der klinischen Routine wird i.d.R. eine gleichmäßige Berücksichtigung aller Aspekte angestrebt. Aus diesem Grund sieht das System standardmäßig eine ausgeglichene Gewichtung vor.

3.2.7.4 Rekonstruktionsberechnung

Nach Auswahl und Konfiguration wird für jede ausgewählte Rekonstruktionsvariante ein Vorschlag berechnet. An dieser Stelle ist keine weitere Interaktion mit dem System notwendig. Das konkrete chirurgische Wissen über eine Variante sowie die zu berücksichtigenden Analysen werden über die SPARQL-Schnittstelle aus der Ontologie abgefragt. Für jede Rekonstruktionsvariante wird eine eigene Instanz im Datencontainer angelegt und mit dem identifizierten Wissen befüllt.

Wie in Abschnitt 3.2.3 der Konzeption beschrieben, wird vom realisierten System anschließend jeweils ein Rekonstruktionsvorschlag, basierend auf den angelegten Instanzen im Datencontainer, berechnet. Die Algorithmik zur wissensbasierten Rekonstruktionsberechnung ist hierbei möglichst flexibel gestaltet. Sprachkonzepte, wie abstrakte Klassen, ermöglichen die Definition allgemeiner Programmierkonzepte, für welche konkrete Implementierungen abgeleitet werden können. So stellt das System konkrete Klassen eines Fibula-Kalkulators und eines Fibula-Optimierers bereit. Die Softwarearchitektur sieht zudem bereits die Integration weiterer Kalkulatoren und Optimierer für andere Transplantate (bspw. Beckenkamm oder Schulterblatt) vor.

Die implementierte Rekonstruktionsberechnung setzt sich aus einem Fibula-Kalkulator (Abschnitt 3.2.3.1), einem Fibula-Optimierer (Abschnitt 3.2.3.2) und der Überprüfung der Abbruchkriterien (Abschnitt 3.2.3.3) zusammen. Für die Abbruchkriterien werden vom Autor standardmäßig folgende Parameter festgelegt:

- Maximale Anzahl an Iterationen: 10,
- Schwellwert für zu berücksichtigende Translationen des Transplantats: 0,1 mm,
- Schwellwert für zu berücksichtigende Rotationen des Transplantats: 2.0 Grad.

Nach Aufruf der Rekonstruktionsberechnung für jede ausgewählte Variante werden die resultierenden Rekonstruktionsvorschläge im Datencontainer abgelegt und stehen für die weitere Begutachtung und Feinjustierung durch die planenden Chirurg*innen bereit.

3.2.7.5 Begutachtung und Feinjustierung der Rekonstruktionsvorschläge

Nach der automatisierten Berechnung der Rekonstruktionsvorschläge werden diese zur Begutachtung und eventuellen Feinjustierung präsentiert (Abbildung 43). Final ist eine Rekonstruktionsplanung auszuwählen, welche intraoperativ umgesetzt werden soll. Die Begutachtung und der Vergleich von Vorschlägen werden vom realisierten System durch verschiedene Funktionalitäten unterstützt:

- **Visualisierung in Spender-/Empfängerregion**: Die berechneten Segmente werden in der Spender- und Empfängerregion eingefärbt und visualisiert. So kann die Entnahmestelle entlang der Fibula und die Positionierung im Kopf-Hals-Bereich intuitiv erfasst werden. Neben den Knochensegmenten werden die Peronea-Gefäße sowie die Orientierung der Hautinsel in der Empfängerregion dargestellt.
- **Ein-/Ausblenden einer Rekonstruktion**: Über die Bedienoberfläche kann die Visualisierung eines Rekonstruktionsvorschlags flexibel ein-/ausgeblendet werden. Weiter besteht die Möglichkeit verschiedene Transplantate zeitgleich zu visualisieren. So können Form und Lage der Rekonstruktionsvorschläge in derselben Planungsszene direkt verglichen werden.
- **Ein-/Ausblenden der Unterkieferreferenz**: Das Referenzmodelle des Unterkiefers lässt sich als *Mesh* flexibel ein-/ausblenden. Es dient somit als Orientierungshilfe bei der Begutachtung, indem es die natürliche Unterkieferform beschreibt.
- **Vermessung der Segmentlängen**: Für jedes Segment wird die Länge entlang der Knochenachse berechnet und auf der graphischen Oberfläche präsentiert. Die ermittelten Segmentlängen werden zu-

sätzlich mit der hinterlegten Minimallänge in der Ontologie verglichen und bei Unterschreiten dieser Schwelle aktiv darauf hingewiesen.

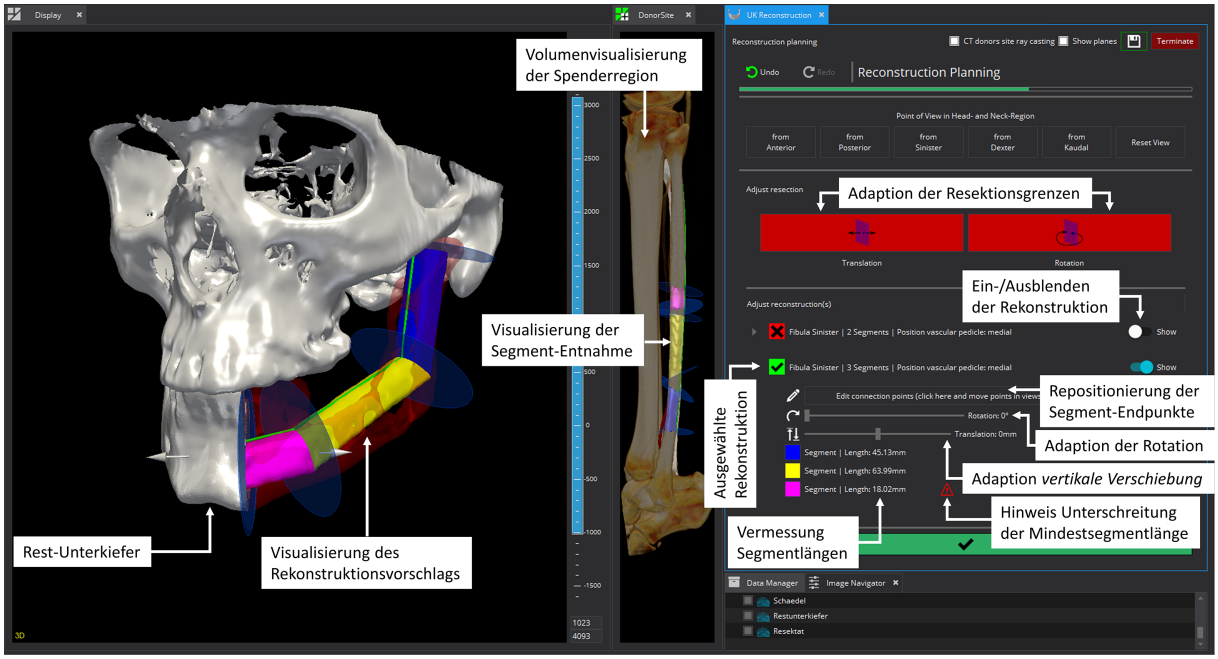


Abbildung 43: Visualisierung der Rekonstruktionsvorschläge und interaktive Rekonstruktionsplanung. **Links**: Maximierte 3D-Visualisierung der Empfängerregion mit berechneten Transplantatsegmenten (Blau, Gelb, Pink). **Mitte**: 3D-Visualisierung der berechneten Segmente (Blau, Gelb, Pink) und Volumenvisualisierung in der Spenderregion. **Rechts**: Bedienoberfläche für die interaktive Anpassung der berechneten Rekonstruktionsvorschläge. Quelle: Eigene Darstellung

Für eventuelle manuelle Anpassungen eines Vorschlags bietet das System unterschiedliche Adaptionsmöglichkeiten an, wie in Abschnitt 3.2.4 beschrieben. Zur besseren Orientierung werden die Bedienenden vom realisierten OP-Planungssystem aktiv unterstützt und eine Echtzeit-Vorschau visualisiert. So ist bei Repositionierung der Segment-Endpunkte (Abschnitt 3.2.4) im 3D-Fenster oder in den 2D-Projektionen des Kopf-Hals-Bereichs eine Aktualisierung der Transplantat-Skelettlinie realisiert (Abbildung 44 A). Bei Rotation oder vertikaler Verschiebung des Transplantats (Abschnitt 3.2.4) wird die Adaption durch direkte Bewegung der Segmente in der Empfängerregion simuliert (Abbildung 44 B-C). Das Bewegungsausmaß kann hierbei jeweils über einen Schieberegler individuell eingestellt werden. Sobald ein über die Maus *gegriffener* Segment-Endpunkt oder ein Schieberegler losgelassen wird, erfolgt die unmittelbare Neuberechnung der Rekonstruktion durch das OP-Planungssystem.

Eine nachträgliche Adaption der Resektionsgrenzen kann analog zur realisierten Resektionsplanung (Abschnitt 3.2.7.2) vorgenommen werden. Nach Bestätigung der geänderten Schnitte wird eine Neuberechnung aller betrachteten Rekonstruktionen angestoßen.

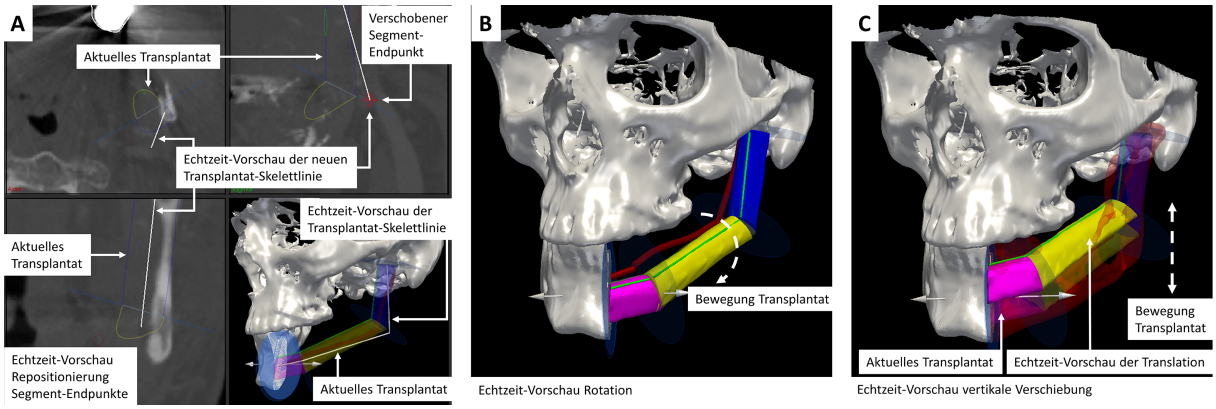


Abbildung 44: Vorschau bei der Anpassung einer Rekonstruktion. **A**: Visualisierung der Empfängerregion. Bei Verschiebung eines Segment-Endpunktes wird die Transplantat-Skelettlinie (weiße Linie) dargestellt. Zur besseren Orientierung werden die Segmente in den 2D-Schichtbildern und dem 3D-Fenster transparent eingeblendet. **B**: Rotation der Segmente um ihre Mittellinien (weißer Pfeil). **C**: Einheitliche vertikale Verschiebung der Segmente im Bereich des Corpus mandibulae (weißer Pfeil). Die aktuellen Segmente werden transparent visualisiert. Quelle: Eigene Darstellung

3.3 Konzeption und Realisierung einer hybriden Plattenfertigung und der postoperativen Auswertung

In diesem Abschnitt wird eine hybride Vorbereitung für die präoperative Einbettung einer Standardplatte in den computerassistierten OP-Planungs- und Vorbereitungsworkflow von Reko-Compass beschrieben. Die Erstellung von individuellen Osteosyntheseplatten ist als Teil des eigenständigen Systembausteins *Individuelle Implantate & Instrumente* vorgesehen (Abbildung 14). Eine tragende Rolle bei den Entwicklungen nimmt die Registrierung einer digitalisierten Standardplatte mit dem virtuellen OP-Plan ein. Die Registrierungskonzepte lassen sich zudem für die vorgesehene postoperative Auswertung einer Unterkieferrekonstruktion an Knochenmodellen (Abschnitt 2.2.1) wiederverwenden. Aus diesem Grund werden in diesem Abschnitt zusätzlich Lösungen für den *Evaluationsbaustein* von Reko-Compass behandelt. Anwendung findet dieser während der Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit durch Operation an Knochenmodellen (Abschnitt 3.5.5).

Im Folgenden untergliedert sich dieser Abschnitt in Konzepte für die Verwendung einer Standardplatte im Rahmen von Reko-Compass (Abschnitt 3.3.1) und die postoperative Auswertung (Abschnitt 3.3.2). Eine Darstellung der realisierten Implementierungen findet sich für die Plattenfertigung in Abschnitt 3.3.3 und für die Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit einer Rekonstruktion in Abschnitt 3.3.4.

3.3.1 Konzepte für die hybride Plattenfertigung

Der Workflow von Reko-Compass verfolgt sowohl die Verwendung von einem PSI als auch von hybrid gefertigten Standardplatten für die computerassistierte Unterkieferrekonstruktion (Abschnitt 2.2). Nachfolgend sind die in dieser Arbeit erarbeiteten Konzepte für die hybride Plattenfertigung beschrieben. Die manuelle Anpassung einer Standardplatte an patientenindividuelle anatomische Gegebenheiten stellt ein etabliertes Verfahren in der MKG dar. Um die vorhandene Expertise des klinischen Personals bestmöglich in den Workflow von Reko-Compass zu integrieren, werden jedoch zusätzliche Systemfunktionalitäten benötigt:

- Bereitstellung einer Biegevorlage für die Anformung einer Standardplatte,
- Kodierung der Schraubenlöcher einer Platte für die Transplantatfixierung,
- Digitalisierung und Übertragung der kodierten Platteninformationen auf den virtuellen OP-Plan für die weitere virtuelle Vorbereitung einer Unterkieferrekonstruktion.

Die Schwerpunkte des Verfahrens liegen in der Kennzeichnung relevanter Platteninformationen und deren Übertragung auf das virtuelle OP-Planungsergebnis. Für die Kennzeichnung der Schraubenlöcher muss ein reproduzierbares Vorgehen entwickelt werden, welches die eindeutige Kodierung der Schraubenpositionen und -orientierung in Relation zum Neo-Unterkiefer ermöglicht. Des Weiteren ist sicherzustellen, dass die kodierten Informationen zuverlässig digitalisiert und mit hoher Genauigkeit auf den virtuell geplanten Neo-Unterkiefer übertragen werden können. Daraus lassen sich folgende Entwurfsziele definieren:

- **Entwurf von Markierungsobjekten**: Für eine präzise Kennzeichnung der Schraubenlöcher wird ein passgenaues Markierungsobjekt entworfen, welches Positionen und Orientierungen der Osteosyntheseschrauben in Relation zur Knochenoberfläche des Neo-Unterkiefers eindeutig kodiert.
- **Digitalisierung einer Standardplatte**: Um im weiteren Verlauf eine virtuelle Vorbereitung der Unterkieferrekonstruktion gewährleisten zu können, wird ein zuverlässiges Protokoll für die hochauflösende Digitalisierung der kodierten Platteninformationen untersucht.

- **Registrierung der digitalisierten Platteninformationen**: Das zu entwickelnde Registrierungsverfahren soll eine akkurate und präzise räumliche Zusammenführung der digitalisierten Platteninformationen mit dem virtuell geplanten Neo-Unterkiefer ermöglichen.
- **Erfassung der Schraubeninformationen**: Für die Übertragung der gekennzeichneten Schraubenpositionen und -orientierungen auf das virtuelle OP-Planungsergebnis ist eine Projektion der kodierten Informationen auf die Knochenoberfläche des Neo-Unterkiefers zu bestimmen.

Der entworfene Ablauf für das hybride Plattenkonzept ist in Abbildung 45 illustriert. Er ordnet sich den präoperativ zu erledigenden Aufgaben für die Vorbereitung einer Standardplatte, in der fachlichen Ebene von Reko-Compass, unter (Abschnitt 2.2.1). Somit stellt er eine Verfeinerung des konzipierten Gesamtworkflows dar. Insgesamt setzt sich der Ablauf aus drei Schritten zusammen: *Erstellung Biegevorlage*, *Plattenfertigung & Digitalisierung* sowie *Registrierung & Schraubendetektion*.

Die Erstellung (Abschnitt 3.3.1.1) und additive Fertigung einer Biegevorlage dient der Vorbereitung für die manuelle Anformung einer Standardplatte. Im Rahmen der Plattenfertigung wird ein Konzept für die Kennzeichnung von Schraubenlöchern der Platte entworfen (Abschnitt 3.3.1.2). Die nachfolgende Digitalisierung sieht eine hochpräzise Oberflächenabtastung der Platte vor. Dafür wird auf gängige 3D-Scanverfahren zurückgegriffen. Danach werden über eine Registrierung (Abschnitt 3.3.1.3) und Schraubendetektion (Abschnitt 3.3.1.4) die digitalisierten Platteninformationen mit dem virtuellen OP-Plan registriert und die kodierten Schraubenpositionen und -orientierungen erfasst.

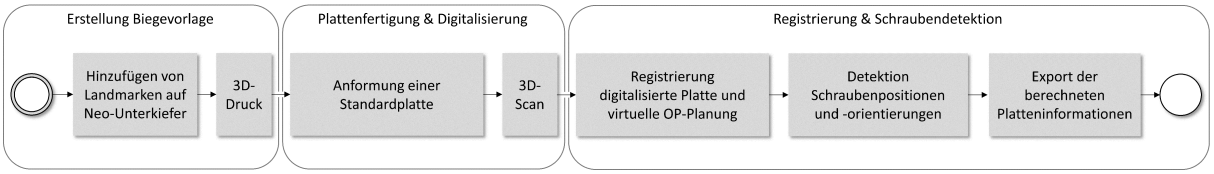


Abbildung 45: Ablauf der hybriden Vorbereitung einer Standardplatte. Der Workflow setzt sich aus drei grundlegenden Abschnitten zusammen: Erstellung Biegevorlage, Plattenfertigung & Digitalisierung, Registrierung & Schraubendetektion. Pfeile zwischen den Arbeitsschritten veranschaulichen die sequentielle Abfolge der Bearbeitung (von links nach rechts). Quelle: Eigene Darstellung

3.3.1.1 Erstellung Biegevorlage

Voraussetzung für die Anformung einer passgenauen Standardplatte an den geplanten Neo-Unterkiefer (Abschnitt 3.2) ist eine Art Biegevorlage oder -anleitung. Das hier konzipierte Vorgehen sieht daher die additive Fertigung eines 3D-Knochenmodells für den geplanten Neo-Unterkiefer vor.

Im weiteren Verlauf dient das Knochenmodell zudem der Registrierung der angeformten und digitalisierten Platte mit dem virtuell geplanten Neo-Unterkiefer. Daher werden vor der additiven Fertigung künstliche Landmarken auf der Knochenoberfläche angebracht. Es sind folgende Aspekte zu beachten:

- **Positionierung**: Die Landmarken dürfen nicht auf der Knochenaußenseite positioniert werden, da diese als Kontaktfläche für die anzufertigende Platte dient.
- **Form**: Die Landmarken müssen so gestaltet sein, dass sie zum einen beim 3D-Druck mit ausreichender Qualität gefertigt werden können. Zum anderen ist darauf zu achten, dass bei der Digitalisierung über eine Oberflächenabtastung (3D-Scan) die Strukturen mit ausreichender Genauigkeit erfasst werden.

Um den Anforderungen an die künstlichen Landmarken gerecht zu werden eignen sich Halbkugeln mit definiertem Durchmesser. Aufgrund ihrer konvexen Grundform lassen sie sich: (1) maßgenau und ohne

zusätzliche Stützstrukturen additiv fertigen, (2) bei der Oberflächenabtastung präzise digitalisieren, ohne dass verdeckte/konkave Strukturinformationen verloren gehen.

Die Anbringung der Landmarken erfolgt durch manuelles Positionieren auf dem virtuell geplanten Neo-Unterkiefer. Über die Maus lassen sich die Halbkugeln flexibel auf der 3D-Knochenoberfläche setzen. Für eine nachträgliche Adaption können die hinzugefügten Landmarken über ein einfaches *Greifen und Ziehen* frei über die Oberfläche des Neo-Unterkiefers bewegt werden.

3.3.1.2 Plattenfertigung und Schraubenkodierung

Die Anformung der Standardplatte an die 3D-gedruckte Biegevorlage erfolgt manuell, mit Hilfe von speziellen Biege- und Schneidewerkzeugen (Abbildung 47). Für die spätere Generierung von Knochensägeschablonen mit integrierten Bohrführungen (Abschnitt 3.4) werden die Platteninformationen in digitaler Form benötigt. Entscheidend ist in diesem Zusammenhang vor allem die Kennzeichnung der zu verwendenden Schraubenlöcher der Platte sowie die exakten Schraubenpositionen und -orientierung in Relation zum Knochen des virtuell geplanten Neo-Unterkiefers.

Konzepte zur Kennzeichnung von Schraubenlöchern

Für die kraniomaxillofaziale Osteosynthese stehen der MKG unterschiedliche Platten zur Verfügung. Ein häufig verwendetes Plattensystem für komplexe Rekonstruktionen des Unterkiefers in der MKG des UKHD ist das *ThreadLock TS 2.0 -2.7* von *KLS Martin*. Die nachfolgend beschriebenen Konzepte zur Kennzeichnung von Schraubenlöchern werden für dieses Plattensystem mit einem Plattenprofil von 3,0 mm und einem Schraubendurchmesser von 2,0 mm entwickelt.

Zur Kennzeichnung der Schraubenlöcher wird ein aufsteckbarer Markierungsstift entworfen, welcher sich passgenau mit den Löchern des Plattensystems ergänzt (Abbildung 46). Der Entwurf orientiert sich vornehmlich am Schraubendesign des Plattensystems. Somit kann der Markierungsstift für die einfache Fixierung einer Osteosyntheseplatte an einem Knochenmodell verwendet werden. Insgesamt setzt sich der konzipierte Stift aus drei Abschnitten zusammen:

- **Kopf**: Der zylinderförmige Kopf ragt nach Aufbringen des Stiftes heraus (Abbildung 46). Aufgrund seiner konvexen Form lässt er sich über eine Oberflächenabtastung präzise digitalisieren. Darüber hinaus lässt sich die Orientierung im Raum entlang der Zylinderachse eindeutig ablesen. Somit kodiert der Kopf die gesuchte Ausrichtung einer Schraube für die Fixierung der Platte.
- **Rumpf**: Der Rumpf ergänzt sich passgenau mit den Schraubenlöchern des verwendeten Plattensystems (Abbildung 46). Darüber kann der Markierungsstift fest auf der Platte angebracht werden.
- **Schaft**: In Verlängerung zum Rumpf erstreckt sich ein zylindrischer Schaft (Abbildung 46). Analog zur Verwendung einer Fixierungsschraube lässt sich darüber die Platte, nach Vorbohrung des additiv gefertigten Modells, fest am Neo-Unterkiefer fixieren. Folglich ist über den eingebrachten Stift die vorgesehene Schraubenposition in Relation zum Knochenmodell eindeutig kodiert.

Die exakten Abmessungen für die Modellierung des Markierungsstiftes werden mit Hilfe eines digitalen Messschiebers an dem Plattensystem erhoben. Über die Open-Source-3D-Grafiksuite *Blender* lässt sich ein akkurates geometrisches Objekt modellieren und anschließend additiv fertigen.

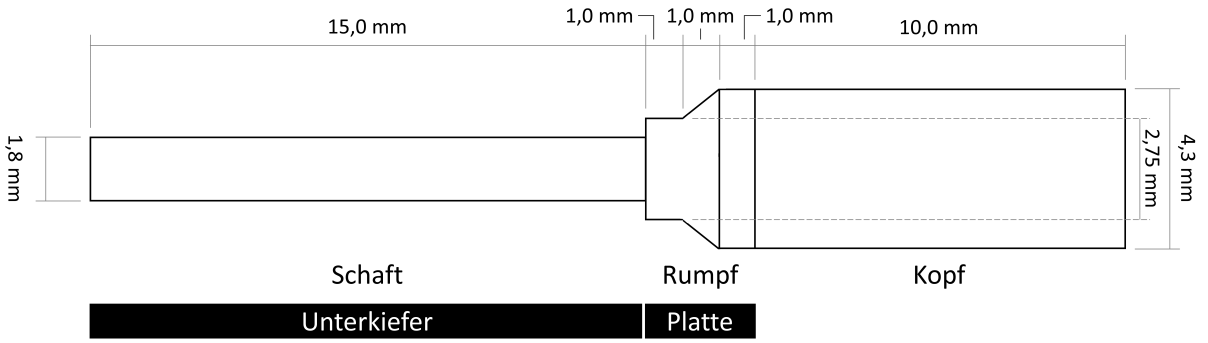


Abbildung 46: Markierungsstift für die Kennzeichnung von Schraubenlöchern. Der Stift setzt sich aus drei Teilen zusammen: Kopf, Rumpf, Schaft. Durch Aufstecken auf die Platte und in die vorgebohrten Kanäle an einem 3D-gedruckten Neo-Unterkiefer, dient er der temporären Plattenfixierung und eindeutigen Kodierung von Schraubenpositionen und -orientierungen. Quelle: Eigene Darstellung

Anformung einer Standardplatte und Kodierung von Schraubenlöchern

Die manuelle Anformung einer Standardplatte an die additiv gefertigte Biegevorlage erfolgt mit Hilfe von produktspezifischen Biege- und Schneidewerkzeugen (Abbildung 47 A). Durch eine passgenaue Anformung kann sichergestellt werden, dass sich Platte und Knochenaußenseite des 3D-gedruckten Neo-Unterkiefers bestmöglich ergänzen (Abbildung 47 B).

Um die korrekte Relation der Platte zur Knochenaußenseite des Neo-Unterkiefers darzustellen, sieht der konzipierte Fertigungsprozess die temporäre Plattenfixierung am Knochenmodell vor. Über spezielle Haltezangen lässt sich das Implantat in der vorgesehenen Position am Modell anbringen (Abbildung 47 C). Im nächsten Schritt wird für die zu verwendenden Plattenlöcher jeweils ein Schraubenkanal in das Knochenmodell gebohrt. Das verwendete Plattensystem verfügt hierzu über einen, senkrecht zur Platte, aufschraubbaren Bohrzylinder (Abbildung 47 D). Unerwünschten Verkippungen der Platte durch Schrägverschraubungen kann somit vorgebeugt werden. Abschließend wird die Platte mit Hilfe der konstruierten Markierungsstifte an den angelegten Bohrkanälen fixiert (Abbildung 48 A-C).

Das Resultat der Plattenfertigung ist eine angeformte und in Relation zur Knochenoberfläche des Neo-Unterkiefers fixierte Standardplatte. Die kodierten Schraubeninformationen lassen sich (nach 3D-Scan) über die Markierungsstifte hochpräzise erfassen und für die virtuelle Vorbereitung einer Unterkieferrekonstruktion weiterverarbeiten.

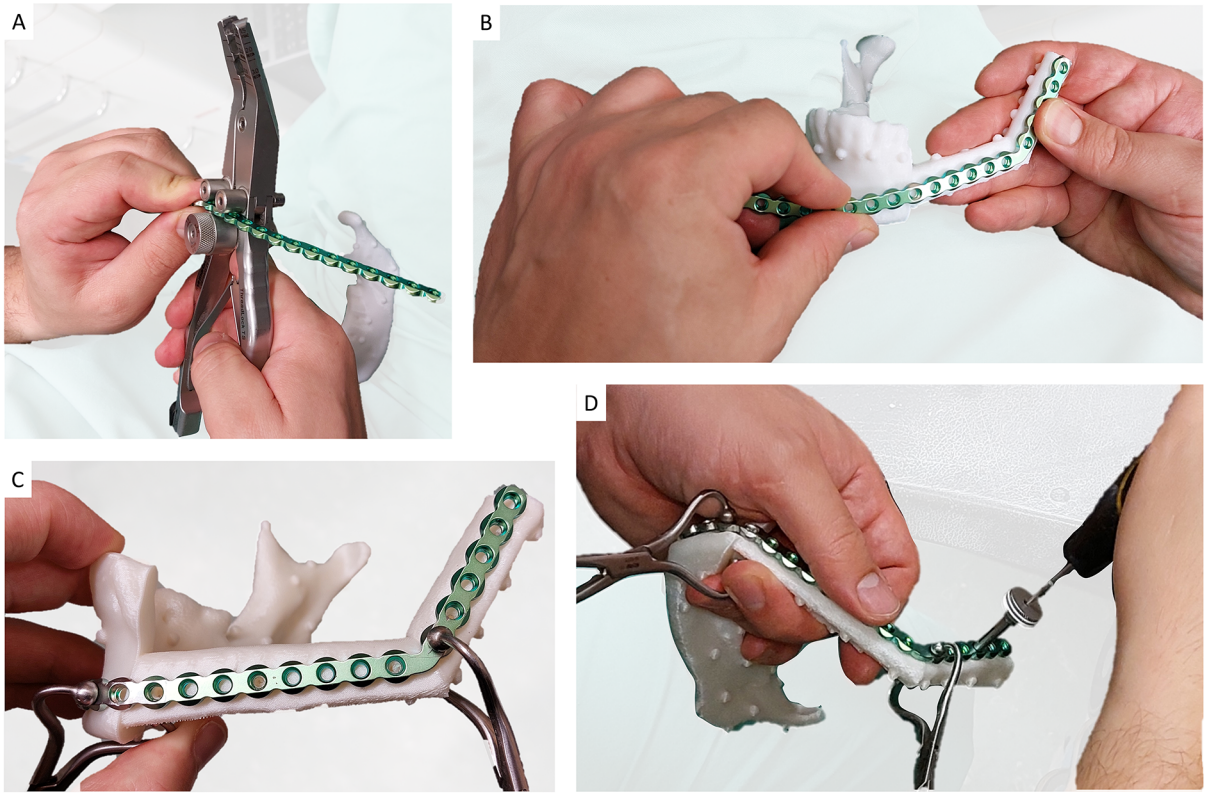


Abbildung 47: Anformung einer Standardplatte. **A**: Manuelle Verformung der Platte mit Hilfe von Biege- und Schneidewerkzeugen. **B**: Abgleich der Platte mit dem 3D-gedruckten Knochenmodell des Neo-Unterkiefers (Biegevorlage). **C**: Fixierung der Platte am Modell über Haltezangen. **D**: Erstellung von senkrecht zur Platte ausgerichteten Bohrkanälen, unter Zuhilfenahme eines aufschraubbaren Bohrzylinders, an den zu verwendenden Schraubenlöchern. Quelle: Eigene Darstellung

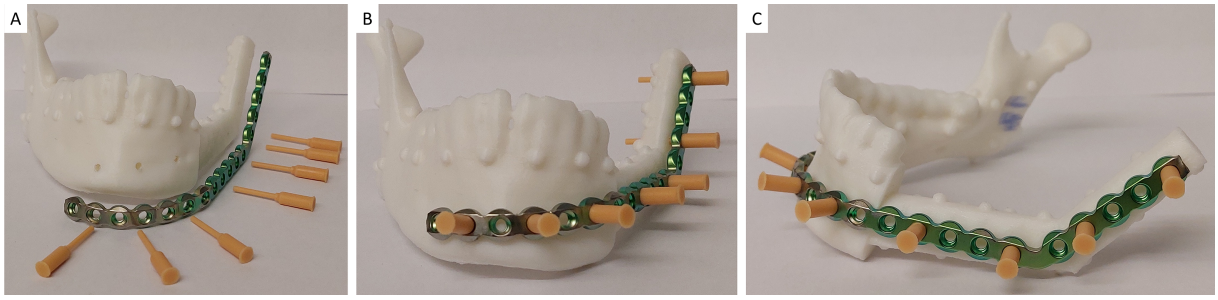


Abbildung 48: Kodierung von Schraubenlochpositionen und -orientierungen. **A**: Darstellung des 3D-gedruckten Neo-Unterkiefers mit vorgebohrten Kanälen für die Plattenfixierung (Weiß), der angeformten Platte (Grün/Silber) und den additiv gefertigten Markierungsstiften (Braun). Die künstlichen Registrierungslandmarken sind als Halbkugeln auf der Modelloberfläche zu erkennen. **B**: Frontalansicht der über die Stifte (Braun) am Neo-Unterkiefer (Weiß) fixierten Platte (Grün/Silber). **C**: Sagittalansicht der über die Stifte (Braun) am Neo-Unterkiefer (Weiß) fixierten Platte (Grün/Silber). Quelle: Eigene Darstellung

3.3.1.3 Registrierungskonzepte

Die erarbeiteten Registrierungskonzepte dienen der Überlagerung eines virtuell geplanten mit einem digitalisierten Neo-Unterkiefer. Im Kern werden dabei zwei Knochenoberflächen registriert. Somit spielt die verwendete Modalität für die Digitalisierung (bspw. 3D-Oberflächenscan oder CT/DVT mit anschließender Segmentierung) keine entscheidende Rolle für das entwickelte Verfahren. In der vorliegenden Arbeit finden die nachfolgend erläuterten Konzepte Anwendung bei der präoperativen Registrierung ei-

ner Standardplatte sowie postoperativ für den Vergleich des OP-Ergebnisses mit dem virtuell geplanten Neo-Unterkiefer (Abschnitt 3.3.2).

Für die Registrierung zweier Oberflächen stehen prinzipiell verschiedene landmarken- sowie oberflächenbasierte Verfahren zur Verfügung. In der vorliegenden Arbeit wird ein kombinierter Ansatz aus einer landmarkenbasierten gefolgt von einer optionalen oberflächenbasierten Registrierung für die interaktive Feinjustierung verfolgt. Zudem wird eine Reihe von Fehlermaßen für die Quantifizierung des Registrierungsergebnisses berechnet. Die Registrierungsansätze sind nachfolgend beschrieben.

Landmarkenbasierte Registrierung

Für die landmarkenbasierte Registrierung müssen korrespondierende Punktepaare in den zu überlagernden Szenen definiert werden. Prinzipiell stehen hierfür anatomische oder künstliche Landmarken zur Verfügung. Eine elegante Möglichkeit zur Landmarkenbestimmung kann über die Halbkugeln des Neo-Unterkiefers (Abschnitt 3.3.1.1) realisiert werden.

Angesichts einer zuverlässigen Erfassung der Landmarken ist zu bedenken, dass einzelne Halbkugeln im Zuge der Plattenfertigung (Abschnitt 3.3.1.2) durchbohrt werden und nicht für die Registrierung verwendet werden können. Aus diesem Grund wird ein Ansatz zur manuellen Kennzeichnung der Landmarken gewählt. Durch Anfahren einer Halbkugel über die Maus lässt sich deren Position im Raum einfach bestimmen (Abbildung 49 A). Aufgrund der konvexen Oberfläche ist eine exakte und reproduzierbare Positionierung allerdings nur schwer umsetzbar. Daher wird eine Verfeinerung der Initialposition angestrebt.

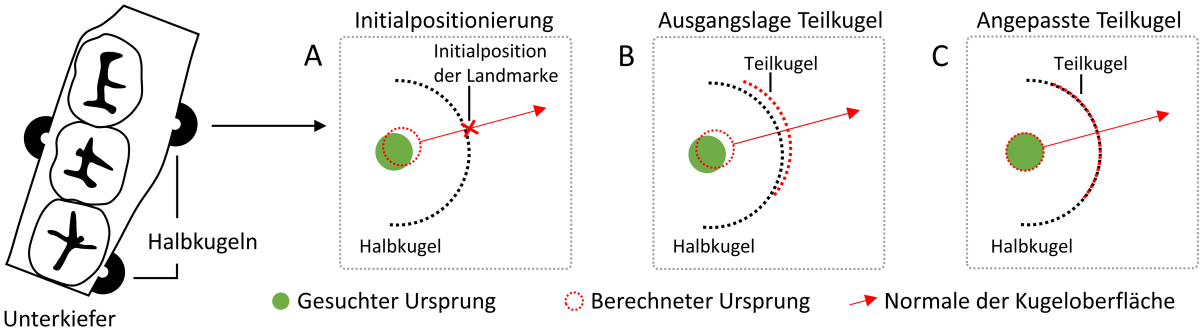


Abbildung 49: Detektion Halbkugellandmarken. **A**: Initiale Markierung einer Halbkugel auf der Knochenoberfläche. Der berechnete Kugelursprung (roter Kreis) weist Abweichungen zum tatsächlichen Ursprung (grüner Kreis) der Halbkugel auf. **B**: Platzierung einer Viertelkugel (Teilkugel) an der markierten Initialposition. **C**: Oberflächenbasierte Registrierung der Teilkugel. Der berechnete Kugelursprung (roter Kreis) weist anschließend einen hohen Überdeckungsgrad mit dem tatsächlichen Kugelursprung (grüner Kreis) auf. Quelle: Eigene Darstellung

Ausgehend von der Initialposition kann über den ICP-Algorithmus eine Teilkugel mit identischem Radius auf eine Halbkugel des Neo-Unterkiefers angepasst werden (Abbildung 49 B). Um das bestmögliche Maß an Überdeckung zwischen Teil- und Halbkugel sicherzustellen, soll durch den ICP-Algorithmus lediglich die Oberfläche der Halbkugel (und nicht des Neo-Unterkiefers) betrachtet werden. Dies kann erreicht werden, indem als Quellobjekt (source) eine Viertelkugel für die Abbildung auf die Halbkugel des Neo-Unterkiefers (target) verwendet wird (Abbildung 49 B). Nach Anwendung des ICP-Algorithmus definiert das Zentrum der Viertelkugel die verfeinerte Position der gesuchten Landmarke (Abbildung 49 C).

Anhand der bekannten Landmarkenkorrespondenzen in beiden Szenen kann anschließend über die Methode nach Horn (Horn 1987) eine mathematische Transformation T_{Plan}^{Digi} für die Abbildung des digitalisierten auf den virtuell geplanten Neo-Unterkiefer berechnet werden. Dabei werden die Landmarken

aus der Szene des 3D-Scans auf das virtuelle OP-Planungsergebnis transformiert und die bestmögliche Überlagerung beider Punktemengen berechnet (Abbildung 50).

Interaktive Nachregistrierung

Nach der landmarkenbasierten Registrierung ist eine Möglichkeit für die interaktive Nachregistrierung vorgesehen. Bei nicht zufriedenstellender Überlagerung beider Szenen kann darüber direkt Einfluss auf die Registrierung genommen werden, ohne dass der Akquirierungsprozess der Landmarken erneut durchlaufen werden muss. Gründe für eine ungenügende Registrierung können bspw. zu wenige, nur in einem lokalen Bereich akquirierte, oder ungenügend genau positionierte Landmarken sein.

Für die Nachregistrierung ist die Anwendung eines ICP-basierten Verfahrens vorgesehen. Dabei ist zu beachten, dass die Oberflächeninformationen in den zu registrierenden Szenen nicht komplett identisch sind. Der digitalisierte Neo-Unterkiefer beinhaltet neben der knöchernen Oberflächeninformation zusätzliche Oberflächenpunkte der Rekonstruktionsplatte mit integrierten Markierungsstiften oder Schrauben. Die oberflächenbasierte Nachregistrierung soll daher lediglich in begrenzten Bereichen mit identischer Oberflächeninformation in beiden Szenen bestimmt werden.

Eine lokal begrenzte ICP-Registrierung lässt sich durch Markierung der zu verwendenden Oberflächenbereiche realisieren. Anhand einer manuellen Einschränkung können die zu berücksichtigenden Bereiche als ROI auf beiden Oberflächen definiert werden. Für die ICP-basierte Nachregistrierung werden im Anschluss lediglich die eingefassten Punkte innerhalb einer ROI verwendet.

Fehlermaße für die Registrierung

Das Registrierungsergebnis zwischen einem digitalisierten und virtuell geplanten Neo-Unterkiefer hat bedeutenden Einfluss auf: (1) die Umsetzungsgenauigkeit einer Unterkieferrekonstruktion mit Hilfe der im Anschluss generierten Knochensägeschablonen, (2) die Genauigkeit einer postoperativen Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit (Abschnitt 3.3.2).

Um die Güte einer Registrierung einschätzen zu können, wird die Überlagerung beider Oberflächen für eine visuelle Kontrolle des Registrierungsergebnisses angezeigt (Abbildung 50 rechts). Zudem werden verschiedene Fehlermaße für die Quantifizierung der Registrierungsgenauigkeit berechnet:

- **FRE**: Der Fiducial Registration Error wird für die verwendeten Registrierungslandmarken bestimmt.
- **RMSE**: Ein Root Mean Square Error wird für manuell positionierte Kontrollpunkte auf dem Neo-Unterkiefer ermittelt, welche nicht für die Registrierung verwendet werden (Abbildung 50). Analog zur Bestimmung der Registrierungslandmarken lässt sich die exakte Positionierung der RMSE-Punkte über die Halbkugeln des Neo-Unterkiefers bestimmen. Konsequenterweise ist bei Auswahl der Kontrollpunkte darauf zu achten, dass die markierten Halbkugeln nicht Teil des Landmarkensets für die Registrierung sind.
- **TRE**: Der Target Registration Error dient als Maßzahl für die Genauigkeit einer Registrierung an einem *Point-of-Interesst*, der nicht Teil der Registrierungslandmarken ist. Im Falle des Neo-Unterkiefers ist vor allem ein hoher Überdeckungsgrad im Bereich des Knochentransplantats von Interesse. Als geeignete *target*-Punkte wurden daher die formgebenden Anker des Transplantats identifiziert. Darüber hinaus lassen sich entlang der Unterkiefer-Skelettline weitere *targets* innerhalb des Rest-UK, mit definiertem Abstand zum Resektionsschnitt, bestimmen. Die Festlegung der *targets* folgt somit einer eindeutigen Regel und kann für jeden Fall automatisch bestimmt werden.

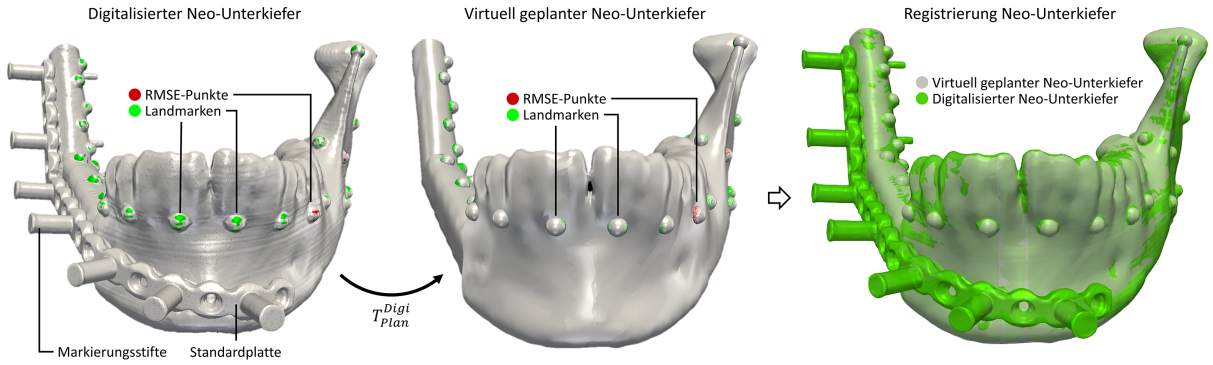


Abbildung 50: Landmarkenbasierte Registrierung zwischen 3D-Scan und virtueller OP-Planung. Für die Registrierung werden in beiden Szenen (links und Mitte) korrespondierende Landmarkenpaare (Grün) und RMSE-Punkte (Rot) über die Halbkugeln ermittelt. Mit Hilfe der Registrierungslandmarken kann eine Transformation T_{Plan}^{Digi} für die bestmögliche Abbildung der Punkte aus der digitalisierten (links) auf die virtuell geplante Szene (Mitte) bestimmt werden. Nach Anwendung von T_{Plan}^{Digi} auf den 3D-Scan lässt sich das Registrierungsergebnis als die Überlagerung beider Szenen darstellen (Rechts). Quelle: Eigene Darstellung

3.3.1.4 Detektion Markierungsstifte

Nach erfolgreich abgeschlossener Registrierung liegt die Standardplatte in korrekter räumlicher Relation zum virtuellen OP-Plan. Über die einzelnen Markierungsstifte lassen sich die Eintrittsstellen und Orientierungen der Schrauben für die Transplantatfixierung in Bezug zum Neo-Unterkiefer bestimmen.

Aufgrund der hohen Auflösung der 3D-gescannten Oberflächen wird für eine rechen- und zeiteffiziente Detektion der Markierungsstifte ein semi-automatischer Ansatz gewählt. Dabei können die Markierungsstifte durch Kennzeichnung der äußeren Kreisflächen des Stift-Kopfes über die Maus individuell angewählt werden (Abbildung 51 A). Ausgehend von der äußeren Kreisfläche wird die Längsachse des Kopfes anhand der Oberflächennormalen approximiert und ein zweiter 3D-Punkt auf der inneren Kopf-Kreisfläche abgeschätzt (Abbildung 51 A). Anhand dieser beiden Endpunkte lässt sich ein Zylinderobjekt mit definierter Länge (10,0 mm) pro Markierungsstift grob registrieren (Abbildung 51 B). Eine Feinregistrierung ist im Anschluss über ein ICP-basiertes Verfahren zu berechnen, um die Zylinderobjekte bestmöglich auf die Köpfe der Stifte abzubilden (Abbildung 51 C).

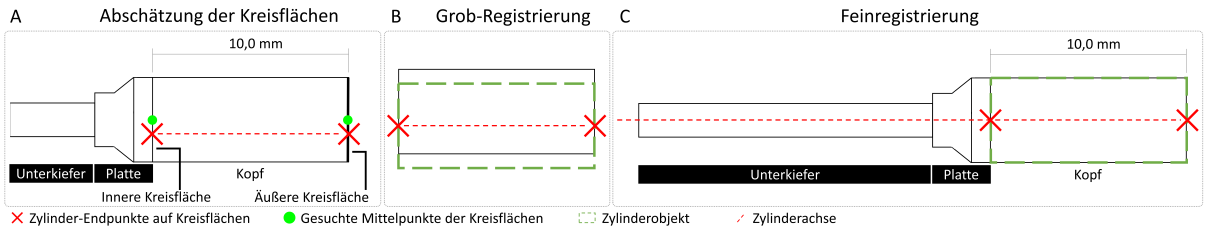


Abbildung 51: Detektion Markierungsstifte. **A**: Durch manuelle Kennzeichnung der äußeren Kreisfläche des Stift-Kopfes (rechtes rotes Kreuz) werden die einzelnen Markierungsstifte identifiziert. Die innere Kreisfläche (linkes rotes Kreuz) kann anhand der bekannten Kopf-Länge (gestrichelte rote Linie) berechnet werden. **B**: Approximation des Stift-Kopfes über einen Zylinder (Grün). Die identifizierten Punkte auf den Kreisflächen (rote Kreuze) definieren die Kreisflächen-Mittelpunkte des Zylinders (Grün). **C**: Feinregistrierung des Zylinders (Grün). Die Kreisflächen-Mittelpunkte (rote Kreuze) beschreiben nach der Feinregistrierung die gesuchte Ausrichtung (gestrichelte rote Linie) des Stiftes. Quelle: Eigene Darstellung

Nach Registrierung der Zylinderobjekte können die gesuchten Schraubeninformationen automatisiert bestimmt werden: Entlang der Zylinderachse werden die beiden Schnittpunkte (Eintritts- und Austrittsstel-

le) mit der Knochenoberfläche des virtuell geplanten Neo-Unterkiefers ermittelt. Die Eintrittsstelle beschreibt die gesuchte Position einer Schraube auf dem Knochen. Die Schraubenorientierung ist über die Zylinderachse gegeben. Anhand der Austrittsstelle lässt sich zudem die Länge der benötigten Osteosyntheseschrauben abschätzen. Da durch das virtuelle OP-Planungsergebnis die segmentweise Zusammensetzung des Neo-Unterkiefers bekannt ist, kann zudem jede ermittelte Schraubenposition und -orientierung eindeutig dem zu fixierenden Knochensegment zugeordnet werden. Diese Aufteilung ist entscheidend für die automatisierte Generierung von Knochensägeschablonen (Abschnitt 3.4).

3.3.2 Konzepte für die postoperative Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit

Nach erfolgter Unterkieferrekonstruktion wird routinemäßig eine postoperative Bildgebung (i.d.R. CT oder DVT) zur Kontrolle des OP-Ergebnisses durchgeführt. Bei einer virtuell geplanten Intervention kann darüber das Rekonstruktionsergebnis mit dem geplanten Neo-Unterkiefer verglichen werden.

Im Hinblick auf die Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit nach Operation an Knochenmodellen (Abschnitt 3.5.5), werden Lösungsansätze für die postoperative Auswertung unter Laborbedingungen beschrieben. Die benötigten Funktionalitäten umfassen:

- Die Registrierung des postoperativen mit dem virtuell geplanten Neo-Unterkiefer,
- Die Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit einer Rekonstruktion am Modell.

Voraussetzung für die Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit ist eine segmentierte und triangulierte Repräsentation des wiederhergestellten Unterkiefers im postoperativen Bilddatensatz. Der Schwerpunkt liegt somit auf der Entwicklung einer geeigneten Registrierungs- und Auswertungsmethodik.

Um die Umsetzungsgenauigkeit des Transplantats zu bewerten, werden räumliche Abweichungen an korrespondierenden Kontrollpunkten zwischen dem postoperativen und virtuell geplanten Neo-Unterkiefer berechnet. Geeignete Kontrollpunkte lassen sich, analog zu den entwickelten Konzepten für die hybride Vorbereitung einer Standardplatte, als Halbkugeln (künstliche Landmarken) auf den Knochenmodellen definieren. Für die Quantifizierung der Umsetzungsgenauigkeit werden anhand der Halbkugeln folgende Abweichungen (RMSE) berechnet:

- Abweichung des gesamten, umgesetzten Transplantats,
- Lokale Abweichungen der einzelnen Transplantatsegmente.

Folglich lassen sich die in Abschnitt 3.3.1.3 beschriebenen Konzepte einer kombinierten landmarken- und oberflächenbasierten Registrierung für die postoperative Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit wiederverwenden. Die Registrierung erfolgt allerdings nur im Bereich des Rest-UK. Entsprechend kommen für die landmarkenbasierte Registrierung nur Halbkugeln auf den nach Resektion verbleibenden Unterkieferabschnitten in Frage (Abbildung 52). Markierte Halbkugellandmarken entlang des Transplantats dienen als Kontrollpunkte für die Berechnung der Umsetzungsgenauigkeit (Abbildung 52).

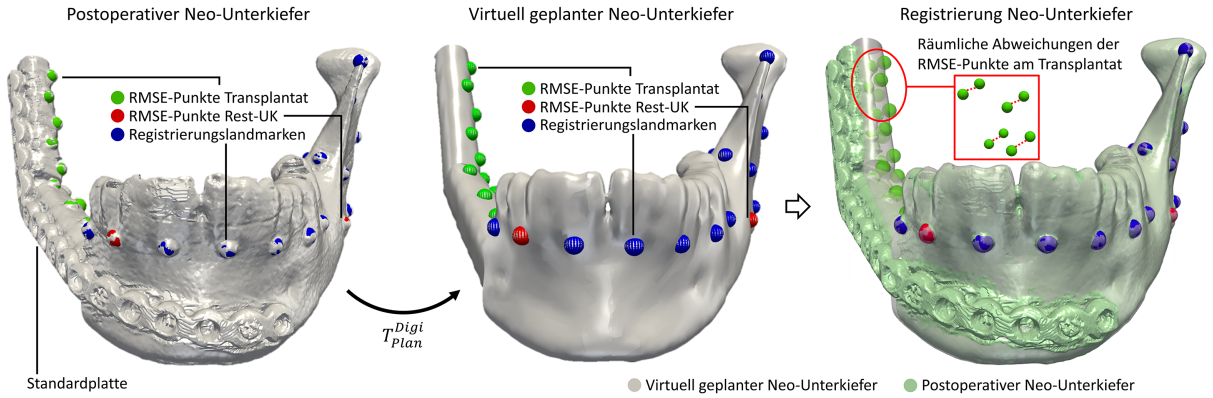


Abbildung 52: Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit mit Hilfe künstlicher Landmarken. Für die Auswertung wird eine Registrierung des digitalisierten postoperativen Neo-Unterkiefers (links) und des virtuell geplanten Neo-Unterkiefers (Mitte) berechnet. In beiden Szenen werden Registrierungslandmarken (Blau), RMSE-Punkte für die Berechnung eines Registrierungsfehlers auf dem Rest-UK (Rot) sowie RMSE-Punkte für die Berechnung räumlicher Abweichungen (Grün) des umgesetzten Transplantats über die Halbkugellandmarken definiert. Mit Hilfe der Registrierungslandmarken kann eine Transformation T_{Plan}^{Digi} für die Registrierung des digitalisierten (links) und des virtuell geplanten Neo-Unterkiefers (Mitte) bestimmt werden. Nach Registrierung (rechts) wird die Umsetzungsgenauigkeit über die räumlichen Abweichungen der RMSE-Punkte am Transplantat berechnet (roter Kasten). Quelle: Eigene Darstellung

3.3.3 Realisierung der hybriden Plattenfertigung

Für die hybride Vorbereitung einer Standardplatte wird eine Softwarelösung entwickelt, welche die Positionierung von künstlichen Halbkugellandmarken auf der zu druckenden Biegevorlage ermöglicht (Abschnitt 3.3.1.1) und Funktionalitäten zur Registrierung eines 3D-Scans mit dem virtuellen OP-Plan anbietet (Abschnitt 3.3.1.3). Im Fall der Biegevorlage werden auf Basis von manuell gesetzten 3D-Punkten die Halbkugellandmarken automatisch berechnet. Die Landmarken werden zusammen mit dem geplanten Neo-Unterkiefer als Stereolithography (STL)-Datei abgespeichert. Mit Hilfe gängiger Slicing-Software kann die STL-Datei weiterverarbeitet und mittels FDM-Drucktechnologie additiv gefertigt werden.

Nach manueller Anformung und Markierung der Schraubenlöcher durch das behandelnde Personal, wie in Abschnitt 3.3.1.2 beschrieben, erfolgt die Digitalisierung der Platteninformationen. Der Schwerpunkt der nachfolgenden Beschreibungen liegt auf dem realisierten Scanprotokoll sowie der implementierten Registrierung und Detektion von Markierungsstiften.

3.3.3.1 Durchführung 3D-Scan

Die Digitalisierung der Standardplatte, inklusive Biegevorlage und Markierungsstifte, erfolgt mit Hilfe eines Streifenprojektionsscanners *EinScan-SP* von *Shinning 3D* und der proprietären Scanner-Software.

Ein generelles Problem beim Einsatz solcher Structured-Light-Scanner ist die präzise Erfassung transparenter oder reflektierender Oberflächen. Vor allem bei Abtastungen im Bereich der Platte kommt es zu erheblichen Reflexionsartefakten. Um dennoch einen akkuraten Oberflächenscan in der Praxis sicherstellen zu können, wird ein selbstverflüchtigendes, dünn auftragendes Mattierungsspray aufgetragen.

Damit die Oberfläche der Biegevorlage, Platte und Markierungsstifte im Folgenden von allen Seiten zuverlässig erfasst werden kann, wird ein strukturiertes Vorgehen für den 3D-Scan realisiert (Abbildung 53). In nacheinander durchgeführten Aufnahmeschritten wird das abzutastende Modell in unterschiedlichen Ausrichtungen auf dem Drehteller des 3D-Scanners platziert:

- **1. Aufnahme**: Knochenmodell wird mit dem Basalrand nach unten platziert,
- **2. Aufnahme**: Knochenmodell wird um 180 °gedreht und mit dem *Corpus mandibulae* sowie dem *Processus condylaris* bzw. *Processus coronoideus* nach unten platziert,
- **3. Aufnahme**: Knochenmodell wird seitlich, auf einem der *Rami mandibulae* liegend platziert.

Je nach Unterkieferdefekt ist bei der dritten Aufnahme der linke oder rechte *Ramus mandibulae* zu wählen. Wichtig bei der Abtastung ist vor allem eine stabile Auflage des Knochenmodells, so dass bei Rotation des Drehtellers keine Bewegungen/Kippungen auftreten, welche Verzerrungen in der aufgenommenen Oberfläche zur Folge haben können. Eine Zusammenführung und Triangulation der Aufnahmesequenzen erfolgt durch die Scannersoftware. Das Resultat ist eine zusammenhängende STL-Datei.

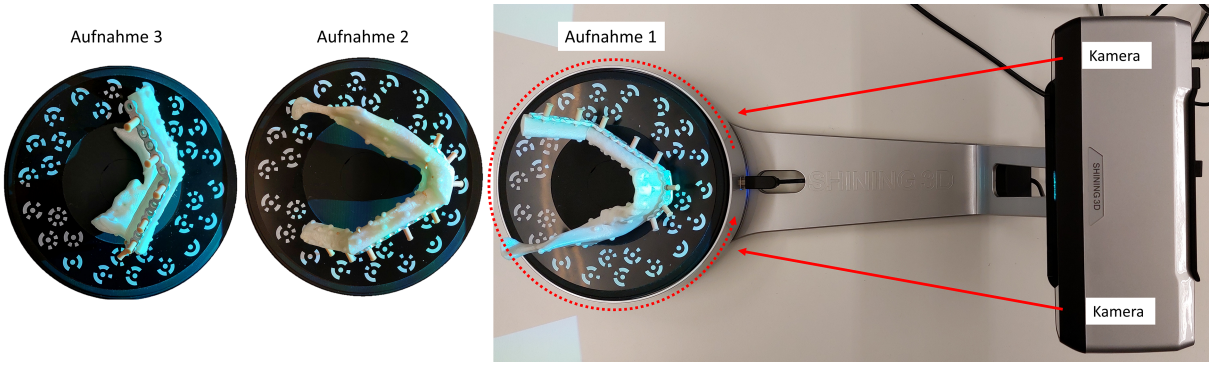


Abbildung 53: 3D-Scan der Standardplatte. Für die Digitalisierung eines Neo-Unterkiefermodells mit Standardplatte und Markierungsstiften werden drei Aufnahmen angefertigt, wobei der Unterkiefer jeweils unterschiedlich auf dem Drehteller positioniert wird (Aufnahme 1 bis 3). Die Drehrichtung des Tellers ist über den rot-gestrichelten Pfeil dargestellt. Quelle: Eigene Darstellung

3.3.3.2 Implementierung der Registrierung und Schraubendetektion

Die Registrierung eines 3D-Scans mit dem virtuellen OP-Planungsergebnis wird im Rahmen des Plugins *Individuelle Implantate & Instrumente* realisiert. Eine Übersicht der wichtigsten Module für die Realisierung des Systembausteins ist in Abschnitt 3.2.5 aufgeführt.

Darüber hinaus interagiert das Plugin mit dem View-Plugin *CAS-Multiwidget*. Dieses ermöglicht die individuelle Gestaltung einer optimierten Visualisierung für die Registrierung zweier Szenen und wird im Rahmen einer, vom Autor inhaltlich betreuten Masterarbeit der Medizinischen Informatik (Blumenstock 2021) entwickelt. Eine Beschreibung der realisierten Visualisierung ist nachfolgend zu finden.

Bedienoberfläche und Steuerung des Registrierungsworkflows

Der Registrierungsprozess beginnt durch Auswahl einer Fallplanung über das Plugin *Individuelle Implantate & Instrumente*. Zusätzlich muss der zu registrierende Oberflächenscan manuell in die MITK Workbench geladen werden. Danach können verschiedene Vorbereitungs- und Generierungsabläufe für die Durchführung einer Sägeschablonengenerierung (Abschnitt 3.4), PSI-Vorbereitung (Jörns 2022) oder die hier beschriebene 3D-Scanregistrierung ausgewählt werden.

Die realisierte Bedienoberfläche für die Registrierung und Schraubendetektion setzt sich aus drei Bereichen zusammen (Abbildung 54). Über eine Fortschrittsanzeige kann der Bearbeitungsstatus nachvollzogen werden. Des Weiteren umfasst die graphische Oberfläche einen dynamischen Bereich zur Darstellung individueller Bedienelemente sowie eine Schaltfläche für die Bestätigung der getätigten Eingaben.

Visualisierung der Registrierungsszenen

Die Visualisierung erfolgt über das flexibel erweiterbare View-Plugin *CAS-Multiwidget*. Im Gegensatz zu der bereitgestellten Vier-Fenster-Ansicht des MITK kann, neben den standardmäßig vorgesehenen 2D-Schichtbildprojektionen und der 3D-Ansicht, eine individuelle Konfiguration der Visualisierungsfenster vorgenommen werden. Zudem kann jedem Fenster ein eigener *DataStorage*, mit einem eigenen Weltkoordinatensystem, zugewiesen werden. Das ist vor allem dann von Vorteil, wenn sich zwei Objekte (bspw. 3D-Scan und virtuelles OP-Planungsergebnis) an unterschiedlichen Positionen im Weltkoordinatensystem befinden. Mit der Vier-Fenster-Ansicht des MITK wäre eine gleichzeitige Fokussierung auf beide Objekte nicht möglich (Blumenstock 2021).

Mit Hilfe des *CAS-Multiwidget* wird eine individuelle Visualisierung, bestehend aus drei 3D-Ansichten mit jeweils einem eigenen *DataStorage*, realisiert (Abbildung 55):

- 3D-Ansicht für die Visualisierung des 3D-Oberflächenscans,
- 3D-Ansicht für die Visualisierung des virtuell geplanten Neo-Unterkiefers (inklusive künstlichen Halbkugellandmarken),
- 3D-Ansicht für die separate Visualisierung des Registrierungsergebnisses.

Die 3D-Ansicht für die Visualisierung des Registrierungsergebnisses wird vom implementierten System zu Beginn verborgen. Sobald benötigt kann die Ergebnisvisualisierung flexibel eingeblendet werden. Der Fokus der Bedienenden liegt damit zu Beginn auf den zu registrierenden 3D-Szenen (Abbildung 54).

3.3.3.3 Ablauf der Registrierung eines 3D-Scans und Schraubendetektion

In diesem Abschnitt werden die realisierte Plattenregistrierung und Detektion der Markierungsstifte für die Konzepte aus den Abschnitten 3.3.1.3 und 3.3.1.4 betrachtet.

Durchführung einer landmarkenbasierten Registrierung

Wie in Abschnitt 3.3.1.3 konzipiert, werden nacheinander 3D-Punkte auf den künstlichen Halbkugeln des 3D-Scans und der virtuellen OP-Planung zur Berechnung eines RMSE sowie Landmarken für die Registrierung manuell positioniert (Abbildung 54). Die Auswahl und Anzahl der zu verwendenden Halbkugeln ist maximal flexibel gestaltet und wird den Bedienenden überlassen. Nach Bestätigung erfolgt die automatische Anpassung eines Teilkugelobjektes auf die künstlichen Landmarken. Die Mittelpunkte der Teilkugeln beschreiben die gesuchten Messpunkte bzw. Landmarken.

Die Benutzenden werden bei der Markierung von Landmarken vom System aktiv unterstützt, indem bestätigte RMSE-Messpunkte durch rote und Registrierungslandmarken durch grüne Kugelobjekte auf den Knochenmodellen hervorgehoben werden. Nach Bestätigung der Landmarken wird, auf Basis der ermittelten Kugelmittelpunkte, eine landmarkenbasierte Registrierung über die Methode nach Horn (Horn 1987) berechnet. Das Registrierungsergebnis wird anschließend in der dafür vorgesehenen 3D-Ansicht des *CAS-Multiwidget* visualisiert. Darüber hinaus werden Fehlermaße für den FRE, RMSE und TRE zur Quantifizierung des Registrierungsfehlers angezeigt (Abbildung 55).

Sind beim Laden einer Fallplanung keine künstlichen Halbkugeln vorhanden, wird dies vom System erkannt. Die oben beschriebene landmarkenbasierte Registrierung kann in diesem Fall dennoch durchlaufen werden. Als Alternative zur Anpassung einer Teilkugel werden für die RMSE-Berechnung und Registrierung direkt die positionierten 3D-Punkte in den beiden Szenen verwendet.

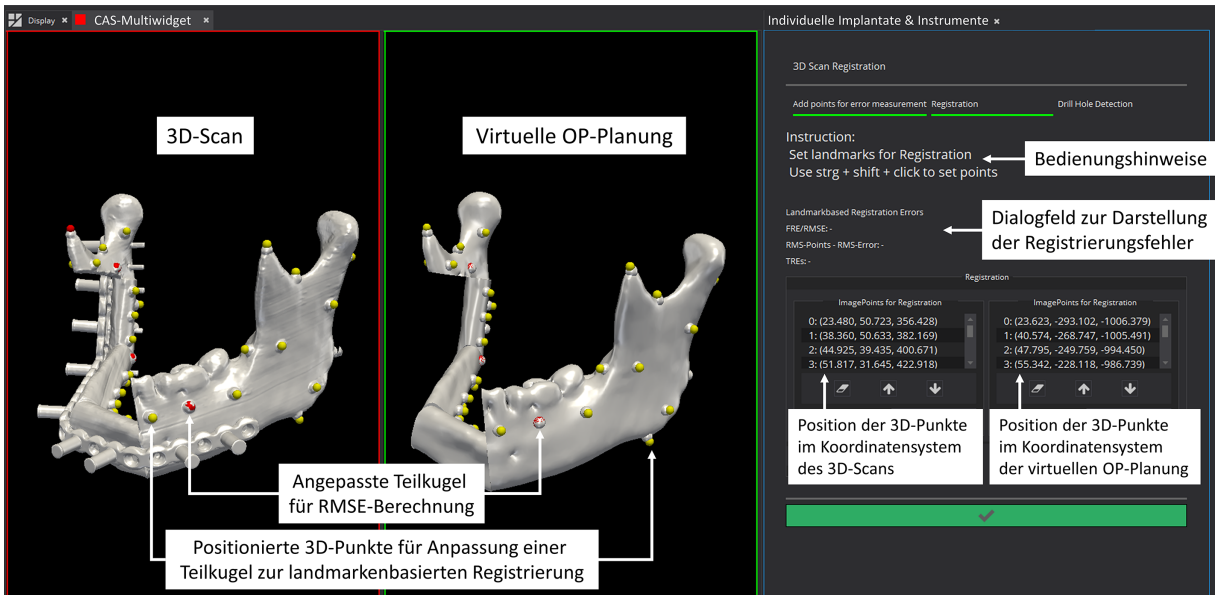


Abbildung 54: Positionierung von Registrierungslandmarken. **Links**: Visualisierung des 3D-Scans und der virtuellen OP-Planung. Die Halbkugellandmarken werden über 3D-Punkte interaktiv markiert. **Rechts**: Bedienoberfläche mit Listen der 3D-Punkt-Koordinaten im Weltkoordinatensystem des 3D-Scans und der virtuellen OP-Planung. Quelle: Eigene Darstellung

Durchführung einer ICP-basierten Nachjustierung

Nach der landmarkenbasierten Registrierung kann optional eine ICP-basierte Feinjustierung vorgenommen werden. Durch Positionierung von 3D-Punkten auf dem Registrierungsergebnis können interaktiv lokale Bereiche auf den Knochenoberflächen definiert werden (Abbildung 55).

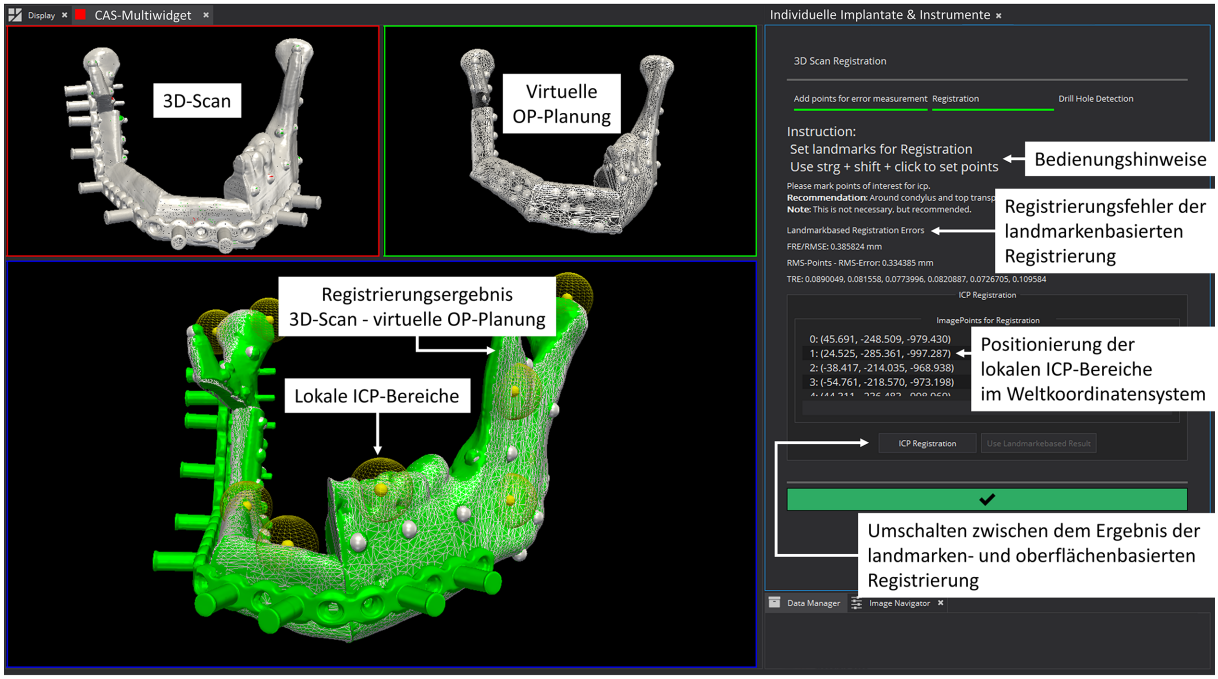


Abbildung 55: Ergebnis landmarkenbasierte Registrierung und Nachregistrierung. **Links**: Visualisierung des 3D-Scans (links oben), der virtuellen OP-Planung (rechts oben) und des Ergebnisses der landmarkenbasierten Registrierung (unten). Durch Positionierung von 3D-Punkten können lokale Bereiche für die ICP-basierte Nachregistrierung positioniert werden. **Rechts**: Bedienoberfläche mit einer Darstellung der Registrierungsfehler und 3D-Kooridnaten der lokalen ICP-Bereiche im Weltkoordinatensystem. Quelle: Eigene Darstellung

Für jeden gesetzten 3D-Punkt wird eine kugelförmige Umgebung bestimmt und anhand der eingefassten Oberflächenpunkte eine lokal begrenzte ICP-Registrierung berechnet. Das Hinzufügen und Entfernen von lokalen Bereichen kann beliebig oft wiederholt und das Registrierungsergebnis schrittweise aktualisiert werden.

Über eine Schaltfläche auf der Bedienoberfläche kann zwischen dem landmarkenbasierten und oberflächenbasierten Registrierungsergebnis hin- und hergesprungen und beide Überlagerungen verglichen werden (Abbildung 55). Final ist eine der berechneten Registrierungen zu wählen, für welche im nächsten Schritt die Detektion der Markierungsstifte erfolgt.

Detektion der Markierungsstifte

Analog zur Konzeption (Abschnitt 3.3.1.4) werden für eine effiziente Detektion interaktiv 3D-Punkte auf die äußeren Kreisflächen jedes Stiftes gesetzt (Abbildung 56 A). Der Systembaustein berechnet im Anschluss für jeden markierten Stift automatisch die Schraubenposition und -orientierung. Eine Visualisierung der ermittelten Schraubenausrichtungen wird über Richtungsvektoren realisiert (Abbildung 56 B).

Darüber hinaus werden die ermittelten Schraubeninformationen anhand ihrer Positionen im Raum jeweils einem Transplantatsegment oder dem Rest-UK zugeordnet. Das Zuordnungsergebnis wird in der Ordnerstruktur des betrachteten Falls automatisch abgespeichert und kann anschließend für die Generierung von Knochensägeschablonen (Abschnitt 3.4) weiterverarbeitet werden.

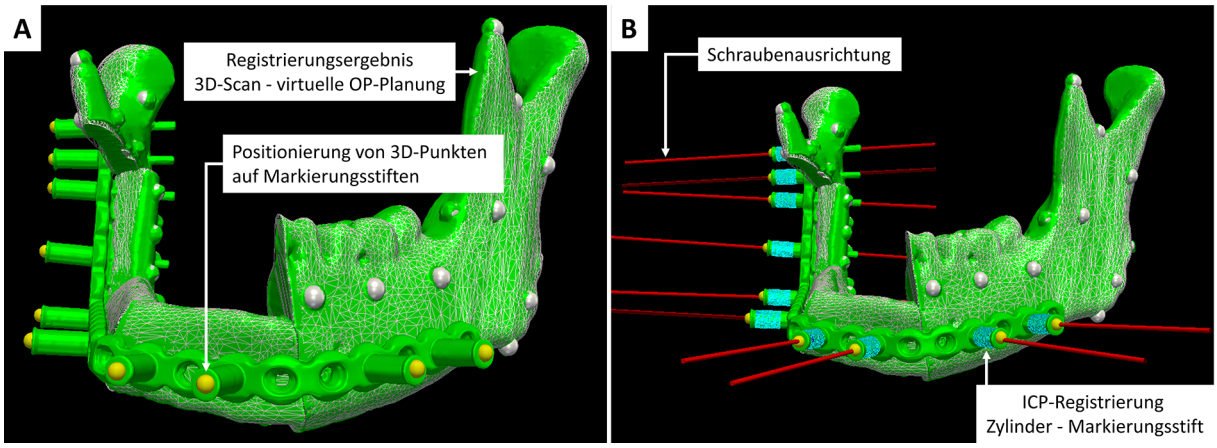


Abbildung 56: Durchführung Schraubendetektion. **A**: Positionierung von 3D-Punkten (Gelb) auf den Köpfen der Markierungsstifte. **B**: Ergebnis der Schraubendetektion. Über rote Linien werden die ermittelten Schraubenorientierungen dargestellt. Eine visuelle Kontrolle ist anhand der medial austretenden Stifte möglich. Quelle: Eigene Darstellung

3.3.4 Realisierung der postoperativen Auswertung

Die postoperative Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit nach Operation an Knochenmodellen stellt im Kern die gleichen funktionalen Anforderungen an die zu realisierende Software wie die hybride Vorbereitung einer Standardplatte. Über das Plugin *Evaluation* wird eine Registrierung des postoperativ aufgenommenen, segmentierten und triangulierten Neo-Unterkiefers mit dem virtuellen OP-Planungsergebnis implementiert. Entsprechend greift das Plugin auf dieselben implementierten Module von Reko-Compass zurück (Abbildung 38). Lediglich die Plugin- und Workflow-Steuerung ist in dem separaten Modul *Model Evaluation* realisiert. Die Visualisierung erfolgt, analog zur Registrierung eines 3D-Scans, über das *CAS-Multiwidget* (Abschnitt 3.3.3.2).

Der zentrale Unterschied zu der realisierten Registrierung einer Standardplatte liegt in der Zuordnung der künstlichen Halbkugellandmarken. Als Erweiterung zur Definition von Messpunkten für die Berechnung eines Registrierungsfehlers und der Registrierungslandmarken ermöglicht das Plugin *Evaluation* die Positionierung von gesonderten Messpunkten auf dem Transplantat. Anhand dieser Punkte lässt sich die Umsetzungsgenauigkeit als räumliche Abweichung zwischen dem OP-Ergebnis und dem OP-Plan bestimmen. Analog zu Abbildung 54 werden nacheinander die Halbkugellandmarken von den Bedienenden auf folgenden Bereichen markiert (Abschnitt 3.3.2):

- **Transplantat**: Messpunkte für die Berechnung von Abweichungen zwischen Plan und Umsetzung,
- **Rest-UK**: Messpunkte für die Berechnung des Registrierungsfehlers,
- **Rest-UK**: Landmarken für die Berechnung der rigiden Registrierung .

Nach Anpassung der Teilkugeln auf die markierten Objektoberflächen werden als Orientierungshilfe die Messpunkte auf dem Transplantat grün, RMSE-Messpunkte auf dem Rest-UK rot und gewählte Registrierungslandmarken blau eingefärbt dargestellt (vgl. Abbildung 52).

Die danach folgende Registrierungsmimik wird identisch wie in Abschnitt 3.3.3.3 beschrieben realisiert. Abschließend wird vom implementierten System eine automatisierte Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit vorgenommen. Dabei werden folgende Werte berechnet und in einer Textdatei abgespeichert:

- RMSE über alle Landmarken des Transplantats,
- RMSE über alle Landmarken eines Segmentes,
- Quantifizierung des Registrierungsfehlers über:
  - RMSE an den definierten Messpunkten auf dem Rest-UK,
  - FRE,
  - TREs,
- Information über die verwendete Registrierung (landmarken- oder oberflächenbasiert).

3.4 Konzeption und Realisierung der Generierung von Knochensägeschablonen

Säge- und Markierungsschablonen haben sich als wertvolles OP-Instrumentarium für den intraoperativen Planungstransfer in der MKG etabliert (Abschnitt 1.2.5). Wie in Abschnitt 2.2.3 motiviert, ist für Reko-Compass ein Systembaustein zur klinikinternen Vorbereitung von Rekonstruktionsplatten und Knochensägeschablonen vorgesehen. Für diesen Baustein werden im Folgenden Lösungsansätze zur automatisierten Generierung von Sägeschablonen erarbeitet. Die Realisierung der Konzepte erfolgt im Rahmen des Systemplugins *Individuelle Implantate & Instrumente*.

Die benötigten Systemfunktionalitäten für die Erstellung von Knochensägeschablonen umfassen:

- Generierung einer Schablonengrundform für die passgenaue Anbringung auf dem Knochen,
- Generierung von Sägeführungen für den Transfer der geplanten Osteotomien in den OP,
- Generierung von Bohrführungen für den Transfer der geplanten Schraubenpositionen und Schraubenorientierungen in den OP.

Aufbauend auf den herausgearbeiteten Systemanforderungen (Abschnitt 2.1.3), liegt das Hauptaugenmerk in diesem Abschnitt auf der Untersuchung von Lösungen zur automatisierten Erstellung von Knochensägeschablonen am *Point-of-Care*. Dafür werden die Ergebnisse nach einer virtuellen OP-Planung (Abschnitt 3.2) und Plattenfertigung (Abschnitt 3.3) aufgegriffen. Das Ergebnis der hier beschriebenen Schablonenerzeugung sind 3D-Oberflächenmodelle, welche, nach additiver Fertigung, für den intraoperativen Einsatz sterilisiert werden können. Daraus ergeben sich folgende Entwurfsziele:

- **Modularer Aufbau einer Knochensägeschablone**: Im Sinne der Wiederverwendbarkeit wird ein modularer Aufbau der Knochensägeschablone aus generischen 3D-Elementen angestrebt.
- **Generierung von Sägeführungen**: Um eine akkurate Tumorresektion sowie passgenaue Zusammensetzung der virtuell geplanten Transplantatsegmente gewährleisten zu können, werden geeignete Schablonenelemente für die intraoperative Führung der Säge generiert.
- **Generierung von Bohrführungen**: Für die exakte Übertragung der bekannten Schraubenpositionen und -orientierungen aus der Plattenvorbereitung (Abschnitt 3.3) in den OP werden adäquate Bohrführungen für die Vorbohrung der jeweiligen Knochensegmente berechnet.
- **Generierung und Konfiguration der Grundform**: Damit die geplanten Osteotomien und Schraubeninformationen korrekt auf den Knochen übertragen werden können, wird eine Schablonengrundform benötigt, welche die erzeugten Säge- und Bohrführungen zusammenhält und eine kongruente Fläche zur Knochenaußenseite aufweist.

Ausgehend von den Entwurfszielen wird der in Abbildung 57 dargestellte Ablauf konzipiert. Er setzt sich aus vier Schritten zusammen: *Generierung & Konfiguration der Grundform*, *Generierung Sägeführungen*, *Generierung Bohrführungen* und *Positionierung Fixierungslöcher*. Der Ablauf beschreibt damit eine Detaillierung für die Generierung von Sägeschablonen aus Abschnitt 2.2.1.

Die Generierung und manuelle Konfiguration der Grundform (Abschnitt 3.4.1) dient der Erzeugung einer Geometrie, welche passgenau auf dem Knochen angebracht werden kann. Zudem stellt sie die korrekten räumlichen Relationen der Sägeführungen (Abschnitt 3.4.2) und Bohrführungen (Abschnitt 3.4.3) zueinander sicher. Abschließend erfolgt die Positionierung von Fixierungslöchern (Abschnitt 3.4.4) zur temporären Anbringung der Schablone auf dem Knochen.

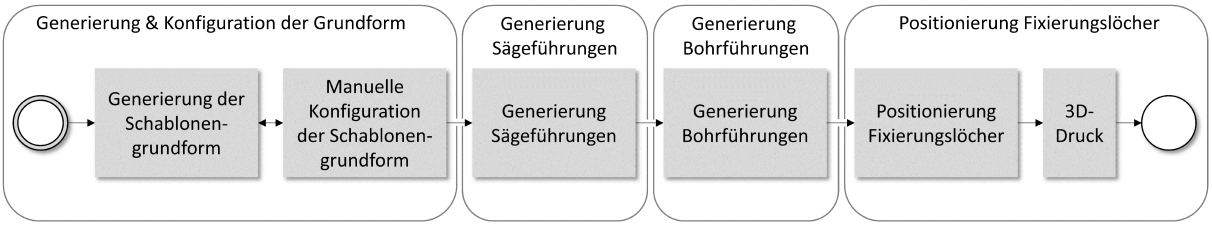


Abbildung 57: Ablauf für die Generierung von Knochensägeschablonen. Der Workflow setzt sich aus vier Abschnitten zusammen: Generierung & Konfiguration der Grundform, Generierung Sägeführungen, Generierung Bohrführungen und Positionierung Fixierungslöcher. Pfeile zwischen den Arbeitsschritten veranschaulichen die Bearbeitungsreihenfolge. Quelle: Eigene Darstellung

3.4.1 Generierung und Konfiguration der Grundform

Die Grundform einer Schablone stellt eine triangulierte 3D-Oberfläche dar, welche passgenau auf der Knochenaußenseite angebracht werden kann. Sie definiert die exakte intraoperative Positionierung der Schablone am Knochen und stellt über feste Verbindungen mit Säge- und Bohrführungen die korrekte Übertragung der virtuell geplanten Schnitte und Bohrungen in den OP sicher. Entscheidende Parameter bei der Generierung sind die Länge, Höhe sowie Umfassung des Knochens (Tiefe) durch die Schablone. Nachfolgend werden die erarbeiteten Lösungen für die automatische Generierung individueller Schablonengrundformen zur Entnahme der Transplantatsegmente aus der Fibula sowie für die Resektion des Unterkieferknochens beschrieben.

Berechnung der Grundform für die Fibula

Intraoperativ wird die Sägeschablone lateral am freipräparierten Fibulaschaft (Corpus fibulae) angebracht. Eine geeignete Grundform lässt sich direkt aus der zugrundeliegenden Hartgewebestruktur berechnen. Über eine Dilation der triangulierten Patientenfibula kann eine einheitliche Skalierung der individuellen 3D-Knochenform erreicht werden (Abbildung 58 A). Zudem sind aus der virtuellen OP-Planung die einzelnen Segmentschnittkanten (Schnittebenen) bekannt. Unter zur Hilfenahme der am weitesten distal und proximal gelegenen Schnittebenen wird die Grundform auf den relevanten Knochenabschnitt für die Entnahme der Segmente begrenzt (Abbildung 58 A).

Um die ungehinderte Führung des Sägeblattes bei Osteotomie der Fibula zu ermöglichen, wird als Nächstes eine Öffnung für jede virtuell geplante Schnittebene in die Grundform eingebracht. Damit einer Verkantung des Sägeblattes (i.d.R. beträgt die Dicke 0,25 mm) bei Anwendung der Schablone vorgebeugt werden kann, ist standardmäßig eine Öffnung von 0,7 mm vorgesehen. Ein ausreichend großer Spalt wird durch Translation der Schnittebene entlang des positiven und negativen Normalenvektors berechnet (Abbildung 58 B).

Damit die Grundform lateral auf den Knochen aufgelegt werden kann, wird durch eine boolesche Differenz der Fibula ein Negativabdruck der Knochenaußenseite in die Schablone eingeprägt (Abbildung 58 D). Um die verbleibende komplette Umfassung des Knochens durch die Schablone aufzulösen, wird die Grundform zudem entlang der Längsachse aufgeteilt (Abbildung 58 C). Eine geeignete Ausrichtung des Längsschnittes lässt sich anhand der bekannten Positionen der Osteosyntheseschrauben für die Plattenfixierung (Abschnitt 3.3) bestimmen. Da die Fixierung der Platte auf der Fibulaaußenseite (Facies lateralis) erfolgt, können die Schraubenpositionen als Kennzeichnung dieser Knochenfläche aufgefasst werden. Durch Orientierung des Schnittes in diese Richtung ist zudem sichergestellt, dass im Folgenden eine feste

Verbindung zwischen den Bohrführungen (Abschnitt 3.4.3) und der Grundform besteht.

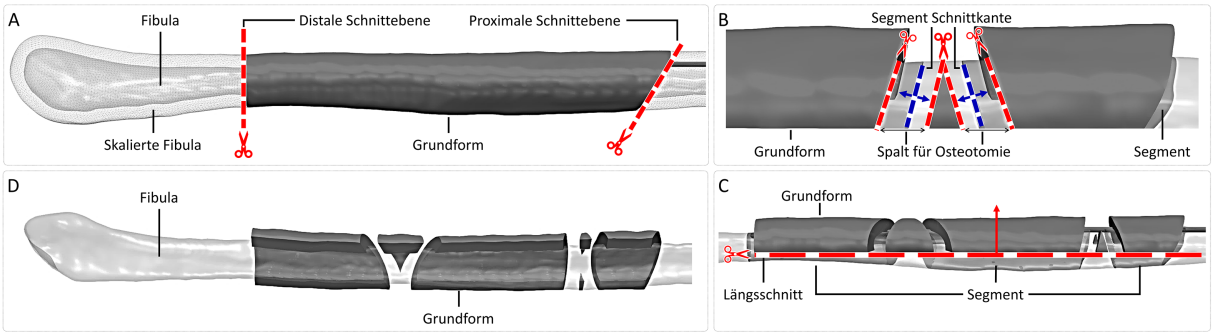


Abbildung 58: Berechnung der Grundform für die Fibulaschablone. **A**: Skalierung der Fibula und distale sowie proximale Begrenzung (Rot) der Grundform. **B**: Entnahme eines Spalts (Rot) aus der Grundform für jede geplante Osteotomie (Blau). **C**: Aufteilung der Grundform entlang der Längsachse der Fibula. Der berechnete Längsschnitt (Rot) ist in Richtung Außenseite der Fibula orientiert. **D**: Berechnung eines Negativabdrucks der Fibula in die Grundform mit Hilfe einer booleschen Differenzoperation. Quelle: Eigene Darstellung

Zur manuellen Anpassung der generierten Grundform sind drei Konfigurationsmöglichkeiten vorgesehen:

- **Anpassung der Knochenumfassung (Tiefe)**: Durch Translation des Längsschnittes entlang seines Normalenvektors kann direkt Einfluss auf die Knochenumfassung durch die Schablone genommen werden. Im Hinblick auf eine eindeutige Positionierung ist eine möglichst ausgeprägte Umfassung erstrebenswert. Im Gegenzug ist darauf zu achten, dass die Schablonenform keinen negativen Einfluss auf die Auflage (seitliche Anbringung) auf den Knochen hat.
- **Ausrichtung der Schablone (Rotation)**: Um die bestmögliche Umfassung des Knochens einstellen zu können, soll eine Rotation der Schablone um die Knochenachse realisiert werden. Abhängig von der individuellen Anatomie der Fibula kann bereits eine Drehung um wenige Grad zu einer verbesserten Knochenumfassung führen. Eine Neuausrichtung der Schablonenform wird durch Rotation des Längsschnittes um die Knochenachse erreicht.
- **Festlegung der OP-Instrumente**: Um die Nutzung unterschiedlicher OP-Instrumente zu ermöglichen, ist die Anpassung der standardmäßig definierten Breite einer Sägeführung sowie des Durchmessers einer Bohrführung vorgesehen. Der Systembaustein bietet dadurch maximale Flexibilität im Hinblick auf die Verwendung verschiedener OP-Siebe bzw. Osteosyntheseschrauben.

Berechnung der Grundform für den Unterkiefer

Analog zur Grundform der Fibula wird nachfolgend die Grundform des Unterkiefers betrachtet. Die Ausgangsbasis ist ebenfalls eine Dilation der 3D-Knochenoberfläche. Eine Begrenzung auf den relevanten Abschnitt wird durch Schneiden der Grundform entlang des virtuell geplanten Resektionsschnittes erreicht (Abbildung 59 A). Zudem kann die Länge durch eine zusätzliche, senkrecht zur Unterkiefer-Skelettlinie orientierte Schnittebene (Schablonen-Ende) individuell gestaltet werden (Abbildung 59 A). Durch Positionierung in unmittelbarer Nähe zur *letzten* vorgesehenen Osteosyntheseschraube am Unterkiefer lässt sich die ideale Schablonenlänge automatisiert bestimmen.

Um im nächsten Schritt die Anbringung auf der Außenseite des Unterkiefers zu gewährleisten, wird, vergleichbar zum Längsschnitt der Fibulaschablone, die Grundform entlang des Unterkiefer-Basalrands vertikal und auf Höhe der Skelettlinie horizontal geschnitten. Eine Schwierigkeit ergibt sich aus der charakteristischen U-Form des Unterkiefers. Bei Anwendung einer planaren Schnittebene lässt sich die U-Form

nicht mit ausreichender Qualität erfassen. Damit eine zuverlässige Schnittkante entlang des Basalrands bestimmt werden kann, wird die Grundform in Segmente gleicher Breite unterteilt. Für jedes Segment kann anschließend ein lokal anzuwendender vertikaler und horizontaler Schnitt ermittelt werden:

- **Unterteilung in Segmente**: Für eine Unterteilung der Grundform in Segmente gleicher Breite, werden, in gleichmäßigen Abständen, Schnittebenen senkrecht zur Unterkiefer-Skelettlinie positioniert (Abbildung 59 B).
- **Horizontaler Schnitt**: Für jedes Segment wird im nächsten Schritt der Schnittpunkt einer Schnittebene mit dem Unterkiefer-Basalrand ermittelt. Über den Mittelpunkt der Schnittebene und den identifizierten Schnittpunkt kann ein annähernd senkrecht zur Unterkieferbasis orientierter Richtungsvektor aufgespannt werden. Damit wird für jedes Segment der Grundform ein passender horizontaler Schnitt auf Höhe der Unterkiefer-Skelettlinie positioniert und parallel zur Unterkieferbasis ausgerichtet (Abbildung 59 B).
- **Vertikaler Schnitt**: Die Ausrichtung der vertikalen Begrenzung kann für jedes Segment über das Kreuzprodukt aus dem Normalenvektor der Segmentschnittebene und dem horizontalen Schnitt berechnet werden.

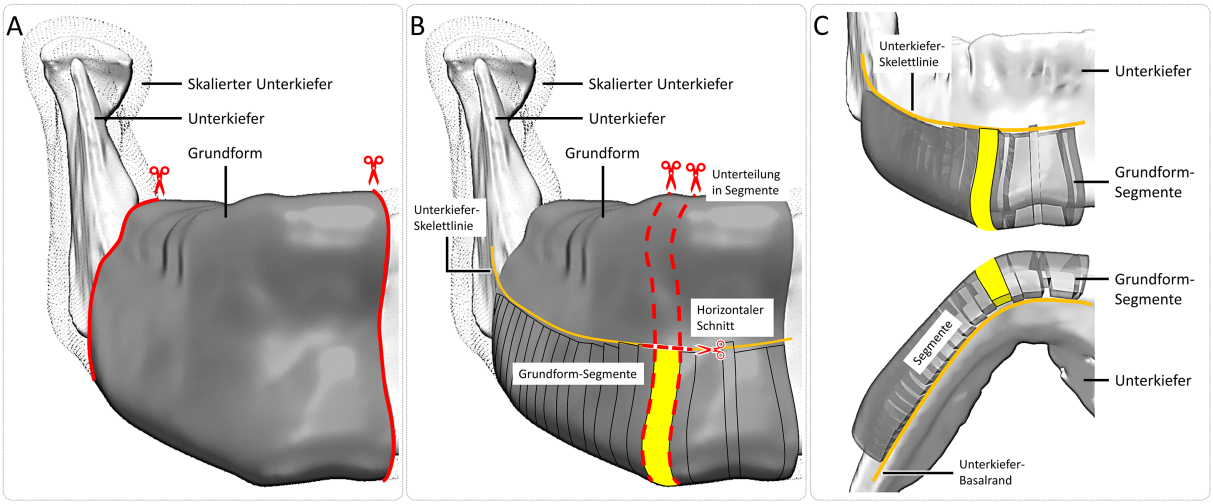


Abbildung 59: Berechnung der Grundform für die Unterkieferschablone. **A**: Skalierung des Unterkiefers und Begrenzung der Grundform (Rot). **B**: Unterteilung der Grundform in Segmente. Für jedes Segment (Gelb) werden die Schnittebenen (Rot) senkrecht zur Unterkiefer-Skelettlinie (Orange) sowie ein horizontaler (Rot) und vertikaler Schnitt berechnet. **C**: Segmente der Grundform nach Anwendung der jeweiligen horizontalen Schnitte (oben) und vertikalen Schnitte (unten). Quelle: Eigene Darstellung

Nach Anwendung der ermittelten Schnittebenen auf die zugehörigen Segmente entsteht eine grob aufgelöste, stufenartige Grundform (Abbildung 59 C). Um aus den einzelnen Segmenten eine glatte, stufenfreie sowie zusammenhängend triangulierte 3D-Oberfläche zu erzeugen, werden die Abschnitte zunächst in Binärbilder umgerechnet. Über eine boolesche Vereinigung können die Einzelbilder anschließend zu einem Gesamtbinärbild zusammengeführt werden. Die gesuchte Grundform ergibt sich schließlich durch Triangulation des Gesamtbinärbilds (bspw. über ein Marching-Cube-Verfahren). Abschließend wird ein Negativabdruck des Knochens, durch Berechnung der booleschen Differenz zwischen der Grundform und dem Unterkiefer, in die Schablone eingeprägt.

Die entwickelten Konfigurationsmöglichkeiten der generierten Grundform zielen, vergleichbar zur Fibulaschablone, auf die Feinjustierung der räumlichen Ausdehnungen (Länge, Höhe, Tiefe) der Schablone

sowie die Festlegung des zu verwendenden OP-Instrumentariums ab:

- **Anpassung der Länge**: Die Anpassung der Länge wird als direkte Translation des Schablonenendes realisiert. Durch Verschieben der Schnittebene entlang der Unterkiefer-Skelettlinie lässt sich das Ende flexibel positionieren. Eine geeignete Orientierung, senkrecht zur Knochenoberfläche, kann über eine PCA für die Skelettlinie approximiert werden. Bei geänderter Schablonenlänge wird eine Neuunterteilung der Grundform forciert, um die Aufteilung in Segmente gleicher Breite beizubehalten.
- **Anpassung der Knochenumfassung (Tiefe)**: Um die Knochenumfassung der Schablone individuell gestalten zu können, wird eine Adaptionsmöglichkeit geschaffen, welche es ermöglicht die vertikalen Schnitte um einen einheitlichen Faktor zu verschieben. Die Ebenen werden hierbei jeweils entlang ihres Normalenvektors um das gleiche Ausmaß translatiert. So kann eine homogene Tiefe der Schablone entlang des Unterkiefer-Basalrands sichergestellt werden.
- **Anpassung der Höhe**: Eine Anpassung der Höhe ermöglicht die individuelle Gestaltung der apikalen Begrenzung (horizontale Schnitte). Dies ist von Interesse, um eine optimale Schablonenauflage auf dem komplex geformten Unterkieferknochen zu ermöglichen. Standardmäßig sieht das Konfigurationskonzept die einheitliche Verschiebung der horizontalen Schnitte entlang ihres Normalenvektors vor (vergleichbar zur Anpassung der Knochenumfassung).
  Für die Konfiguration unterschiedlicher Höhenniveaus, ist eine gleichmäßige Unterteilung der horizontalen Schnitte in Teilabschnitte vorgesehen. Durch Einstellung eines individuellen Verschiebungsfaktors kann ein stetiges Anwachsenden bzw. Absenken der Schablonenhöhe erreicht werden .
- **Festlegung der OP-Instrumente**: Analog zur Fibulaschablone kann für die Verwendung verschiedener OP-Instrumente die Breite und der Durchmesser der Säge- bzw. Bohrführung individuell eingestellt werden.

3.4.2 Generierung Sägeführungen

Für die eindeutige Führung des Sägeblattes während der intraoperativen Umsetzung der virtuell geplanten Schnitte wird eine passgenaue Sägeführung benötigt. Die Führung bietet einerseits eine Auflagefläche für das Sägeblatt, andererseits gibt sie den geplanten Schnittwinkel vor.

Prinzipiell sind unterschiedliche Formen denkbar. Kommerzielle Anbieter (wie *KLS Martin* oder *Materialise*) greifen üblicherweise auf Sägekanten und Sägespalte (Abbildung 61) zurück. Um die Übertragung der geplanten Schnitte optimal zu gestalten und fehlerhaft angulierten Schnitten vorzubeugen, wurden mit Chirurg*innen der MKG geeignete Muster für Sägespalte entworfen. Nachfolgend werden die Entwürfe und die Generierung sowohl für die Fibula als auch für den Unterkiefer beschrieben.

Das Vorgehen bei der Spalt-Generierung weist für die Fibula und den Unterkiefer leichte Unterschiede auf. Als Basisgeometrie wird in beiden Fällen ein Quader herangezogen. Ein Sägespalt (standardmäßige Breite von 0,7 mm) lässt sich durch boolesche Differenz mit einem zweiten, die Basisgeometrie durchziehenden, Quader berechnen (Abbildung 60):

- **Sägeführung Fibula**: Für die Fibula wird der Sägespalt *mittig* positioniert, so dass eine Umfassung durch die Basisgeometrie an allen vier Kanten vorliegt (Abbildung 60 A). Dadurch können eine stabile Form und eindeutige Schnittkodierung sichergestellt werden.
- **Sägeführung Unterkiefer**: Der Sägespalt des Unterkiefers weist eine seitliche Öffnung (U-Form) an der Basisgeometrie auf (Abbildung 60 B). Wie in Abbildung 61 dargestellt, wird im Rahmen dieser Arbeit eine Sägeführung erprobt, welche den Unterkiefer in der Höhe nicht vollständig überspannt. Der

Sägespalt kodiert die Schnittführung im relevanten Übergangsbereich zwischen Rest-UK und Transplantat. Durch die seitliche Öffnung kann der Schnitt in apikaler Richtung freihändig fortgesetzt und der Unterkiefer vollständig osteotomiert werden. Dieses Muster ermöglicht die zuverlässige Generierung, auch bei häufig auftretenden Verzerrungen der anatomischen Informationen in den Planungsdaten aufgrund von Strahlungsartefakten im Zahnbereich.

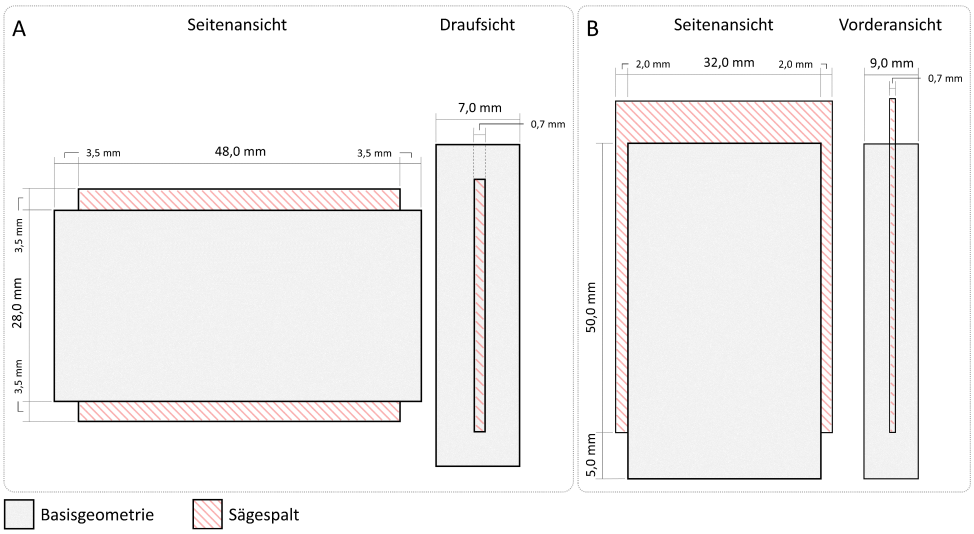


Abbildung 60: Konzipierte Sägeführungen. **A**: Berechnung der Sägeführung für die Fibula. Ein Quader (Grau) bildet die Basisgeometrie. Ein Sägespalt lässt sich nach boolescher Differenz mit einem zweiten, schmalen und die Basisgeometrie durchdringenden Quader (rot-weiß gestrichelt) berechnen. **B**: Berechnung der Sägeführung für den Unterkiefer. Die Basisgeometrie (Grau) stellt ein U-förmiges Objekt dar. Nach boolescher Differenz mit einem zweiten, schmalen und nach oben verschobener Quader (rot-weiß gestrichelt) weist die Basisgeometrie eine an der Oberseite geöffnete Sägeführung auf. Quelle: Eigene Darstellung

Eine eindeutige Positionierung der Sägespalte lässt sich entlang der virtuell geplanten Schnittebenen bestimmen (Abbildung 61). Analog zur Grundform wird im Anschluss ein Negativabdruck des Knochens mit Hilfe einer booleschen Differenzoperation eingebracht. Die Umfassung des Knochens durch die Sägespalte wird weiterhin aufgelöst, indem:

- **Sägeführung Fibula**: die Sägeführung entlang des konfigurierten Längsschnittes der Grundform aufgeteilt wird (Abschnitt 3.4.1),
- **Sägeführung Unterkiefer**: die Sägeführung entlang der horizontalen und vertikalen Schnittebenen des ersten Grundformsegments in der Höhe und Tiefe begrenzt wird (Abschnitt 3.4.1).

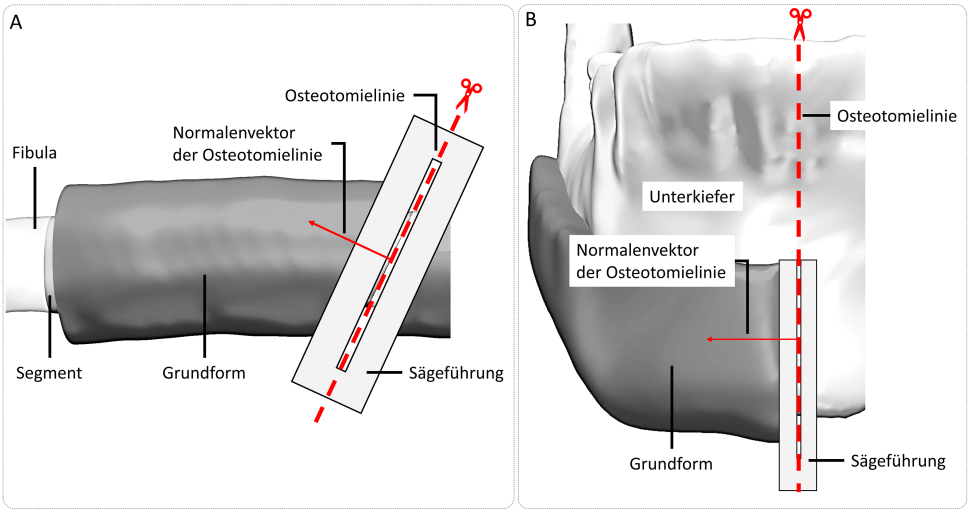


Abbildung 61: Positionierung einer Sägeführung auf der Schablonengrundform. Die Sägeführungen werden für die Fibula (**A**) und den Unterkiefer (**B**) jeweils entlang der virtuell geplanten Schnittebenen (rot gestrichelte Linien) positioniert. Quelle: Eigene Darstellung

3.4.3 Generierung Bohrführungen

Um intraoperativ unerwünschten Verkippungen, Segmentverlagerungen oder auch Plattenverschiebungen durch Schrägverschraubung vorzubeugen, werden passgenaue sowie senkrecht zur Platte ausgerichtete Schraubenkanäle an den Knochensegmenten angestrebt. Die Verschraubung erfolgt durch diese vorgebohrten Löcher. Eine exakte Plattenfixierung hat somit direkten Einfluss auf die Umsetzungsgenauigkeit einer knöchernen Rekonstruktion.

Voraussetzung für die automatische Generierung von Bohrführungen ist die abgeschlossene Vorbereitung einer Rekonstruktionsplatte mit Reko-Compass. Sowohl nach Vorbereitung eines PSIs (Jörns 2022) als auch nach Digitalisierung einer hybrid gefertigten Platte (Abschnitt 3.3) sind die exakten Schraubenpositionen und -orientierungen für die einzelnen Knochensegmente bekannt. Aufbauend auf diesen Eingabeparametern werden nachfolgend Lösungsansätze für die Generierung von Bohrführungen beschrieben.

An den vorgesehenen Schraubenpositionen wird jeweils ein Hohlzylinder für die Führung des Bohrers entlang der Schraubenorientierung ausgerichtet (Abbildung 62 A). Der Innendurchmesser der Führung entspricht dem Durchmesser des zu verwendenden Bohrers (bspw. 2,0 mm in Abbildung 62 A). Um eine stabile Verbindung des Hohlzylinders mit der Grundform sicherzustellen, ist eine Überschneidung beider Elemente (1,0 mm in Abbildung 62 A) vorgesehen. Weiter muss sichergestellt sein, dass die Öffnung der Bohrführung durch die Grundform der Schablone verläuft. Eine geeignete Öffnung lässt sich über die boolesche Differenz mit einem Zylinderobjekt berechnen. Analog zum Hohlzylinder wird das Zylinderobjekt in Richtung der Schraubenorientierung ausgerichtet. Es weist den identischen Durchmesser wie der innere Kreiszylinder der Bohrführung auf (Abbildung 62 A).

Darüber hinaus ist zu beachten, dass beim Vorbohren von Knochen Reibungswärme am Bohrkopf entsteht, welche nur schwer abgeführt werden kann. Diese Erwärmung kann im schlimmsten Fall zu thermischen Schäden und Nekrosen des Weich- und Hartgewebes führen (Jung et al. 2021). Daher sind weitere zylindrische Öffnungen für eine aktive Wasserkühlung (bspw. über Spritzen) vorgesehen (Abbildung 62 A). Seitlich verschobene Öffnungen können für jede Führung mit Hilfe einer PCA ermittelt werden (Abbildung 62 B).

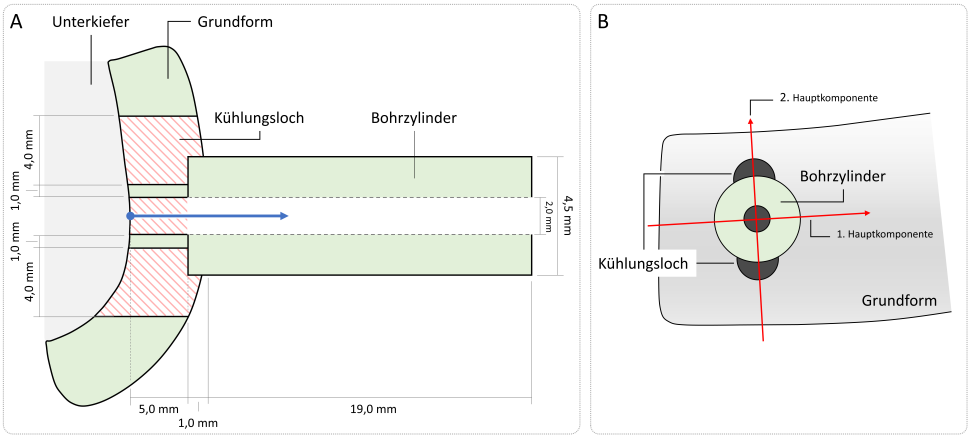


Abbildung 62: Konzipierte Bohrführungen und Positionierung auf der Schablonengrundform. **A**: Querschnitt einer Bohrführung. Der Bohrzylinder (Grün) stellt einen Hohlzylinder dar, welcher entlang der Schraubenorientierung (blauer Pfeil) in die Grundform (Grün) eingelassen wird. In gleicher Richtung wird zusätzlich eine Bohröffnung (rot-weiß gestrichelt) mittels boolescher Differenzoperatoren in die Grundform (Grün) gerechnet. Pro Bohrführung werden zudem zwei Kühlungslöcher (rot-weiß gestrichelt) berechnet. **B**: Eine eindeutige Positionierung der Kühlungslöcher kann entlang der zweiten Hauptkomponente (roter Pfeil) der Schablonen-Grundform (Grau) bestimmt werden. Quelle: Eigene Darstellung

3.4.4 Positionierung Fixierungslöcher

Um unerwünschten Verschiebungen bei intraoperativer Anwendung der Schablone vorzubeugen, wird das additiv gefertigte Instrument temporär mit dem Knochen verschraubt. Auf der Schablone werden diesbezüglich eine Menge von Fixierungslöchern eingeprägt. Dabei ist zu beachten, dass von den Chirurg*innen intraoperativ unterschiedliche Positionen der Fixierungslöcher präferiert werden. Für die zu realisierende Schablonengenerierung wird daher ein maximal flexibler Ansatz für die freie Positionierung gewählt.

Die gewünschten Positionen lassen sich mit Hilfe der Maus auf der Schablone angeben. Um bei Anziehung der Fixierungsschrauben eine Verkippung der Schablone zu vermeiden, werden die Löcher möglichst orthogonal zur Schablonenoberfläche angebracht. Eine geeignete Ausrichtung kann über den Normalenvektor der Schablonenoberfläche in unmittelbarer Nähe zur festgelegten Position ermittelt werden. Entlang dieses Richtungsvektors wird für jede eingezeichnete Position ein Zylinderobjekt senkrecht zur Oberfläche in die Schablone eingebracht. Die effektive Berechnung eines Fixierungslochs erfolgt mittels boolescher Differenzbildung zwischen Schablone und Zylinder.

3.4.5 Implementierung der Schablonengenerierung

Die Funktionalitäten zur Generierung von Knochensägeschablonen werden als Teil des Plugins *Individuelle Implantate & Instrumente* realisiert. Abschnitt 3.2.5 gibt einen Überblick über die relevanten Module für die Entwickelung des Systembausteins. Eine herausragende Stellung nimmt die in Abschnitt 2.2.2 motivierte Modellierungsschnittstelle für die *Blender*-basierte Berechnung von booleschen Operationen ein. Eine tiefgehende Beschreibung der realisierten Schnittstelle findet sich in Anhang A.3.

Bedienoberfläche und Steuerung der Schablonengenerierung

Der Generierungsprozess beginnt mit Auswahl einer Fallplanung über das Plugin *Individuelle Implantate & Instrumente*. Voraussetzung für die Erstellung von Knochensägeschablonen ist eine abgeschlossene virtuelle Rekonstruktionsplanung mit dem OP-Planungssystem (Abschnitt 3.2). Sind zusätzlich Informationen über die Schraubenpositionen und -orientierungen des virtuell vorbereiteten PSI oder der hybrid

gefertigten Standardplatte (Abschnitt 3.3) hinterlegt, werden diese ebenfalls automatisiert erkannt und geladen. Bei nicht vorhandener Plattenvorbereitung kann die Generierung ohne Detailinformationen über die Plattenfixierung durchlaufen werden.

Nach Import der Planungsdaten kann der Generierungsmodus für die Fibula oder den Unterkiefer gestartet werden. Bei mehreren geplanten Resektionsschnitten in der Empfängerregion ist die Osteotomie, für welche eine Schablone generiert werden soll, manuell festzulegen.

Die relevanten Planungsdaten werden, sowohl für die Spender- als auch Empfängerregion, in den *DataStorage* der Vier-Fenster-Ansicht des MITK geladen und visualisiert. Eine zeitgleiche Darstellung beider Szenen, wie bei der virtuellen OP-Planung (Abschnitt 3.2), ist nicht erforderlich.

Nach Start des Generierungsworkflows untergliedert sich die Bedienoberfläche in unterschiedliche Bereiche (Abbildung 63):

- **Menü**: Die Menüzeile ermöglicht das flexible Ein-/Ausblenden von Schnittebenen in der Planungsszene sowie die Aktivierung/Deaktivierung einer Volumenvisualisierung. Zudem kann der Generierungsprozess über die *Restart*-Schaltfläche jederzeit abgebrochen und ggf. neu gestartet werden. Anhand eine Fortschrittsanzeige ist der aktuelle Bearbeitungsstatus kontinuierlich ersichtlich.
- **Dynamische Bedienoberfläche**: Dieser Bereich dient der Darstellung individueller Bedienelemente zur Erledigung einer Aufgabe im Generierungsprozess.
- **Bestätigung Planungsschritt**: Die Schaltfläche dient der Bestätigung getätigter Eingaben und dem Übergang in den nachfolgenden Workflowschritt.

3.4.6 Ablauf einer Schablonengenerierung

Die realisierte Generierung setzt sich aus drei Schritten zusammen, welche nachfolgend im Detail beleuchtet werden.

Generierung der Schablonengrundform und Sägeführungen

Sowohl für die Fibula als auch den Unterkiefer erfolgt zunächst die Konfiguration der Schablone. Dabei werden die Generierung der Grundform und der Sägeführungen zusammengefasst.

Initial wird ein Vorschlag berechnet und dem planenden Personal präsentiert. Die vorgeschlagene Schablone liegt stets auf der nach außen orientierten Knochenfläche und wird anhand der bekannten virtuellen Osteotomien und Schraubenpositionen für die Plattenfixierung in der Länge, Höhe und Tiefe (Umfassung des Knochens) begrenzt (Abschnitt 3.4.1). Für die individuelle Feinjustierung bietet der Systembaustein verschiedene Dialogfelder für die Konfiguration des Vorschlags an (Abbildung 63).

Um einen direkten Eindruck über das Erscheinungsbild der Schablone bei Anpassung der Konfiguration zu erhalten, wird die formgebende Geometrie in einer Vorschau dargestellt (Abbildung 63). In einem interaktiven Prozess können die Schablonenparameter eingestellt und in Echtzeit in der Vorschau simuliert werden. Damit die Einstellungen ohne zeitliche Verzögerung präsentieren werden können, verzichtet die Vorschau auf rechenintensive Berechnungen, wie bspw. boolesche Operationen. Daher werden lediglich relevante Geometrien zur Repräsentation der Schablonenform dargestellt:

- **Grundform**: Die Vorschau umfasst eine skalierte Knochenoberfläche, welche in der Länge, Höhe und Tiefe begrenzt wird (Abschnitt 3.4.1). Sägespalte entlang der virtuell geplanten Osteotomien sowie ein boolescher Differenzabdruck des Knochens werden nicht in die Grundform eingerechnet.

- **Sägeführungen**: Die Sägeführungen werden lediglich als Quaderobjekte (ohne Sägespalt) entlang der virtuell geplanten Osteotomien platziert.
- **Bohrführungen**: Auf Basis der bekannten Schraubenpositionen und -orientierungen wird die spätere Lage der Bohrführungen über rote Zylinderobjekte simuliert.

Mit Hilfe unterschiedlicher Schieberegler können verschiedene Einstellungen vorgenommen werden. So lassen sich die Werte für die Breite eines Sägespalts und den Durchmesser einer Bohrführung auf das vorgesehene OP-Instrumentarium anpassen. Wie in Abschnitt 3.4.1 beschrieben kann zur Konfiguration der Fibulaschablone die Knochenumfassung sowie Ausrichtung/Lage der Schablone eingestellt werden. Bei einer Unterkieferschablone stehen Schieberegler zur Anpassung der Schablonenlänge, -höhe und -tiefe bereit. Nach Bestätigung der Konfigurationen werden die Grundform und Sägeführungen (Abschnitt 3.4.1 und Abschnitt 3.4.2) automatisch berechnet.

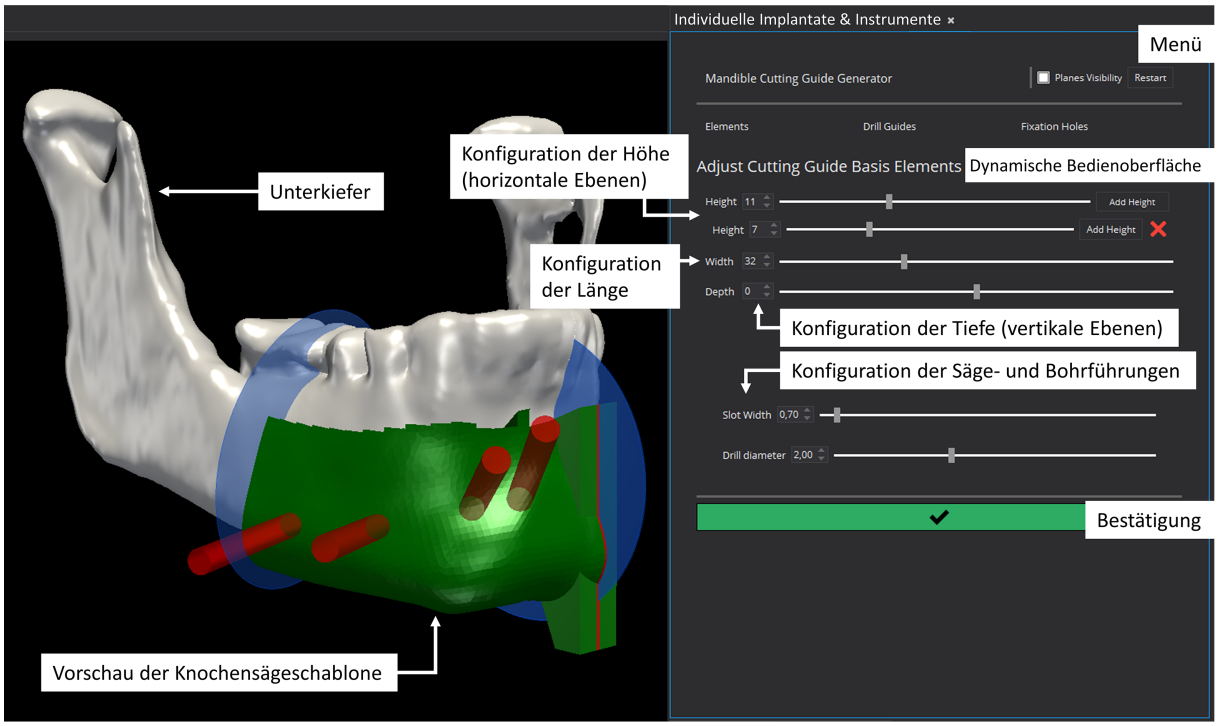


Abbildung 63: Konfiguration einer Sägeschablone für den Unterkiefer. **Links**: Visualisierung des Unterkiefers (Weiß) und einer Vorschau der vorgeschlagenen Schablone (Grün) inklusive Bohrzylindern (Rot). **Rechts**: Bedienoberfläche (Menü, dynamische Bedienoberfläche, Bestätigung) und Dialogfelder für die manuelle Konfiguration der Schablone (Schieberegler). Für die Einstellung der Knochenumfassung kann eine gleichmäßige Bewegung der horizontalen Segmentschnitte erreicht werden (*Height*). Über die *Add-Height*-Schaltfläche lässt sich eine Unterteilung in Abschnitte gleicher Größe erreichen und das Höhenniveau individuell gestalten. Quelle: Eigene Darstellung

Generierung von Bohrführungen

Die anschließende Generierung der Bohrführungen ist in einem eigenen Dialog realisiert. Bei vorhandenen Platteninformationen können die in der Vorschau visualisierten Zylinderobjekte auf der Bedienoberfläche einfach bestätigt und der Generierungsprozess angestoßen werden. Hierbei werden die zuvor eingestellten Parameter für den Durchmesser der Bohrführung berücksichtigt. Die Bohrführungen werden von der implementierten Algorithmik automatisch erstellt und entlang der bekannten Schraubenausrichtungen positioniert (Abschnitt 3.4.3). Für jede Führung wird zudem eine boolesche Differenzoperation mit Hilfe der Modellierungsschnittstelle für die zylindrischen Öffnungen in der Grundform berechnet.

Wurden für den betrachteten Fall keine Platteninformationen erfasst, kann der Workflowschritt zur Generierung von Bohrführungen übersprungen werden. Alternativ bietet der Systembaustein die manuelle Positionierung von Bohrführungen an. Über das realisierte Interaktionskonzept zum Umgang mit 3D-Punkten können Schraubenpositionen für die Transplantatfixierung flexibel auf die Schablonenoberfläche gesetzt und bewegt werden. Als Richtungsvektor für die Ausrichtung einer Bohrführung wird der nächstgelegene Normalenvektor der Schablonenoberfläche herangezogen.

Finalisierung der Knochensägeschablone

Abschließend erfolgt die Positionierung von Fixierungslöchern (Abschnitt 3.4.4). Mit Hilfe eines Interaktors zum Hinzufügen, Bewegen und Entfernen von 3D-Punkten können diese flexibel auf der Oberfläche verteilt werden (Abbildung 64). Der Durchmesser der Fixierungslöcher wird auf 2,0 mm festgelegt. Nach Bestätigung der Positionen werden die Öffnungen mittels einer booleschen Differenz in die Schablonenform eingelassen (Abschnitt 3.4.4).Die finale Knochensägeschablone stellt ein zusammenhängendes

Oberflächenmodell dar, welches automatisch im STL-Format abgespeichert wird. Die STL-Datei kann anschließend für den 3D-Druck weiterverarbeitet und additiv gefertigt werden.

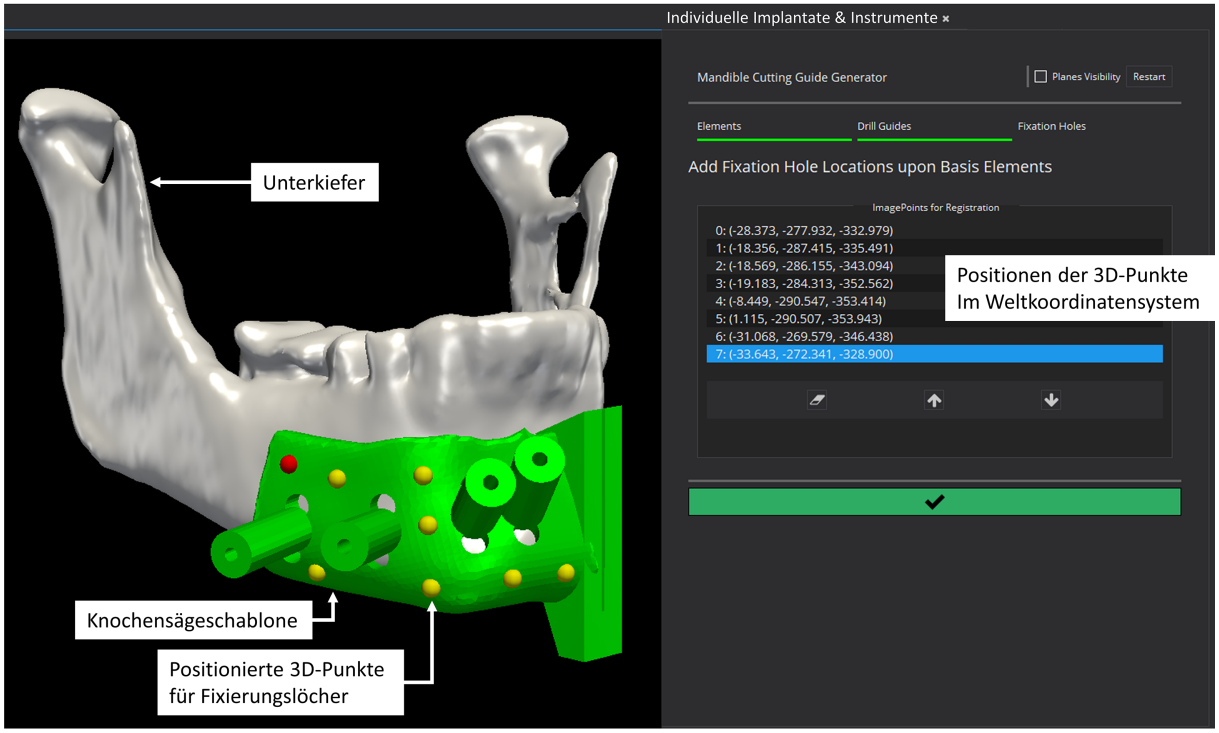


Abbildung 64: Positionierung von Fixierungslöchern auf der Sägeschablone. **Links**: Visualisierung des Unterkiefers und der Sägeschablone (Grün) sowie positionierte 3D-Punkte (Gelb) für die Berechnung von Fixierungslöchern. **Rechts**: Bedienoberfläche mit einer Liste der 3D-Punkt-Koordinaten im Weltkoordinatensystem. Quelle: Eigene Darstellung

3.5 Erprobung der computerassistierten Unterkieferrekonstruktion

In diesem Abschnitt wird die Erprobung von Reko-Compass beschrieben. Zunächst werden in Voruntersuchungen zentrale Aspekte des entwickelten OP-Planungssystems beleuchtet. Als Voraussetzung für eine hochwertige OP-Planung wird im ersten Schritt die Zuverlässigkeit und Genauigkeit bei der Registrierung der Unterkieferreferenz untersucht (Abschnitt 3.5.1). Danach folgt eine Überprüfung der Korrektheit der Ontologie und der damit berechneten Rekonstruktionsvorschläge (Abschnitt 3.5.2).

Nach den Voruntersuchungen erfolgt die Erprobung anhand retrospektiver klinischer Fälle aus der MKG des UKHD. Wie in Abschnitt 2.3.2 motiviert, untergliedert sich die Erprobung in drei Teile. Beginnend mit der *Erprobung des OP-Planungssystems* (Abschnitt 3.5.3) werden von Chirurg*innen der MKG virtuelle OP-Planungen der Studienfälle angefertigt. Danach erfolgt die *Erprobung der hybriden Plattenfertigung und der Generierung von Sägeschablonen* (Abschnitt 3.5.4) durch das klinische Personal. Abgerundet werden die Untersuchungen durch die *Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit durch Operation an Knochenmodellen* (Abschnitt 3.5.5). Der Fokus der Erprobungen liegt auf dem Funktionsumfang und der Bedienbarkeit von Reko-Compass, der Qualität der Planungsergebnisse sowie der Umsetzungsgenauigkeit. Für jede Erprobung werden die Forschungsfragen festgelegt, die Vorbereitung und Durchführung beschrieben und die Ergebnisse zur Beantwortung der Forschungsfrage präsentiert. Weitergehende Betrachtungen finden sich in der Diskussion dieser Arbeit (Kapitel 4).

Wie im methodischen Vorgehen vorgesehen (Abschnitt 2.3.2), werden die Erprobungen durch die Erfassung von qualitativen und quantitativen Merkmalen mittels Erhebungsbögen begleitet. Dabei stehen Likert-Skalen (1 = stimme gar nicht zu; 5 = stimme voll zu) zur Beantwortung von spezifischen Fragen sowie Freitextfelder zur Verfügung. Für die Bewertung der Bedienbarkeit kommt der validierte SUS-Fragebogen zum Einsatz. Alle Erhebungsbögen sind in Anhang A.4 zu finden.

Damit Reko-Compass räumlich unabhängig durch Chirurg*innen der MKG erprobt werden kann, wird das System auf einem Notebook mit Intel Core i7-8665U (1.90 GHz) Prozessor, 16 GB RAM und einer NVIDIA GeForceMX250 Graphikkarte mit 2 GB dediziertem GPU-Speicher betrieben.

3.5.1 Untersuchung der Registrierungsgenauigkeit der Unterkieferreferenz

Von zentraler Bedeutung für die Berechnung von hochwertigen Rekonstruktionsvorschlägen ist die zuverlässige und präzise Bereitstellung einer Planungsreferenz. Der entwickelte OP-Planungsbaustein von Reko-Compass sieht daher die Initialisierung von anatomischen Referenzmodellen des Ober- und Unterkiefers vor (Abschnitt 3.2.1). Nachfolgend soll untersucht werden, wie genau die Unterkieferreferenz, mit dem entwickelten Registrierungsverfahren, auf die individuelle Patientenanatomie übertragen werden kann und wie sich das Verfahren bei stark deformierten Unterkiefern verhält. Dabei wird die Beantwortung folgender Fragestellung verfolgt:

VU 1.1: Wie gut kann die Unterkieferreferenz mit dem entwickelten Verfahren registriert werden?

3.5.1.1 Vorbereitung und Durchführung der Registrierungsuntersuchungen

Zur Quantifizierung der Registrierungsgenauigkeit bei elastischen Verfahren werden in der Literatur häufig Abstände zwischen Bildern bzw. Oberflächen (engl. surface distances) berechnet (Robertson et al. 2013; Woerner et al. 2017). Um erste Erkenntnisse über die Genauigkeit des entwickelten Registrierungsverfahrens zu erlangen, werden vom Autor neun unauffällige (nicht bzw. nur leicht deformierte) Unterkiefer mit dem Referenzmodell registriert. Die neun Unterkiefer stellen vom Autor segmentierte und trian-

gulierte Oberflächenmodelle anonymisierter, retrospektiver klinischer Fälle aus der MKG des UKHD dar. Anschließend wird mit Hilfe von *CloudCompare* die mittlere räumliche Abweichung an nahegelegenen Oberflächenpunkten zwischen Unterkiefer und Referenz berechnet und visualisiert.

Eine Schwierigkeit bei der OP-Planung von Unterkieferrekonstruktionen liegt darin, dass der Patientenunterkiefer häufig Deformitäten aufweist oder die Kontinuität unterbrochen ist. Eine Quantifizierung der Registrierungsgenauigkeit anhand von Oberflächendistanzen ist in diesen Fällen nicht aussagekräftig. Um dennoch Rückschlüsse über die Zuverlässigkeit und Genauigkeit des Verfahrens ziehen zu können, werden 16 weitere anonymisierte, retrospektive Fälle aus der MKG mit deformierten Unterkiefern registriert und vom Autor qualitativ bewertet. Dabei werden vor allem die natürliche Form, Symmetrie und die Kieferrelation beurteilt.

3.5.1.2 Ergebnisse der Registrierungsuntersuchungen

Im Folgenden werden die Ergebnisse zur Quantifizierung der Registrierungsgenauigkeit bei nicht deformierten Unterkiefern sowie die qualitative Bewertung bei deformierten Unterkiefern vorgestellt.

Quantifizierung der Registrierungsgenauigkeit

Für die Quantifizierung der Registrierungsgenauigkeit wurden die Oberflächenabweichungen an neun Fällen ohne maßgebliche Deformitäten berechnet (Abbildung 65). Der Distanzfehler beträgt im Mittel $1,45 \pm 0,19\,mm$. Dieses Ergebnis deutet auf eine präzise Überlagerung der Patientenanatomie mit der Unterkieferreferenz hin.

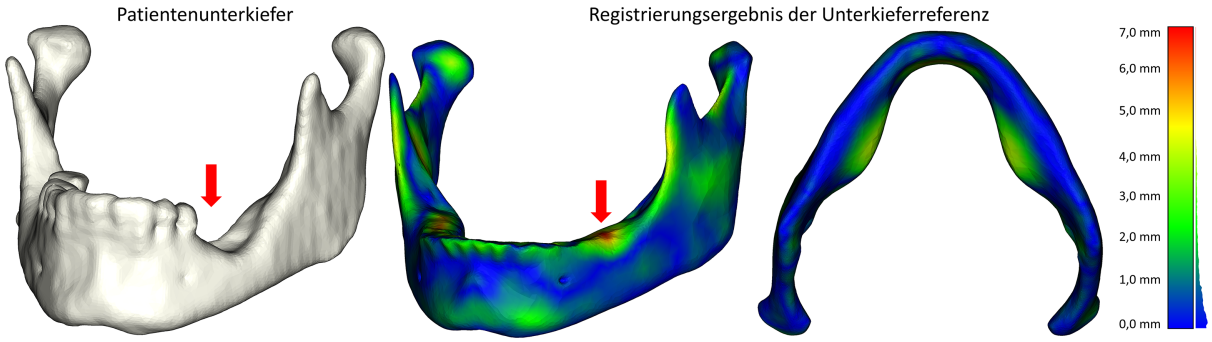


Abbildung 65: Vergleich Unterkieferreferenz und Patientenunterkiefer. Die Registrierung weist in für die Rekonstruktionsberechnung relevanten Bereichen (bspw. um das Foramen, Kieferwinkel oder entlang des Basalrands) geringe Abweichungen (Blau) auf. Die größten Distanzfehler treten im Bereich der linken Molaren (roter Pfeil) aufgrund von Deformitäten des Patientenunterkiefers auf. Quelle: Eigene Darstellung

Bei näherer Betrachtung der Registrierungsergebnisse wird ersichtlich, dass die größten Abweichungen in Bereichen auftreten, welche für die automatisierte Rekonstruktionsberechnung keine zentrale Rolle spielen. So sind in Abbildung 65 die maximalen Distanzfehler im Bereich der linken Molaren zu erkennen. Abweichungen von ca. $4,0\,mm$ lateral und an den anterior herabziehenden Leisten der Rami mandibulae oder anterior im Bereich der Frontzähne haben keinen maßgeblichen Einfluss auf das Rekonstruktionsergebnis. Per Design werden in relevanten Unterkieferbereichen (bspw. im Bereich der Foramen, der Kieferwinkel oder auf dem Basalrand) bei der Registrierung Landmarken positioniert, welche dort zu einer exakten Überlagerung führen. Allerdings stellt sich die Frage, wie gut die Unterkieferreferenz bei starken Deformitäten registriert werden kann, wenn nicht alle vorgesehenen Landmarken auf dem Patientenunterkiefer akkurat positioniert werden können.

Qualitative Bewertung bei stark deformierten Unterkiefern

Bei starken Deformitäten des Unterkiefers lassen sich nicht alle vorgesehenen Landmarken auf der Knochenoberfläche positionieren. Das erarbeitete Registrierungsverfahren verfolgt daher die Strategie möglichst viele Landmarkenkorrespondenzen über gespiegelte Unterkieferabschnitte, nicht deformierte Unterkieferbereiche oder die bekannte Relation zum Oberkiefer festzulegen. Für die betrachtete Fallauswahl in der Voruntersuchung konnten darüber in allen 16 Fällen, mit teils drastischen Deformitäten, eine geeignete Initialisierung erzielt werden (siehe Anhang A.5). Nach Einschätzung des Autors ist in allen Fällen die erzielte natürliche Form, Symmetrie und Kieferrelation des registrierten Referenzmodells als ausreichend hoch in den relevanten Bereichen für eine hochwertige Rekonstruktionsberechnung mit dem entwickelten Verfahren einzustufen. Exemplarisch ist in Abbildung 66 ein Fallszenario mit starker Deformation der rechten Unterkieferseite illustriert.

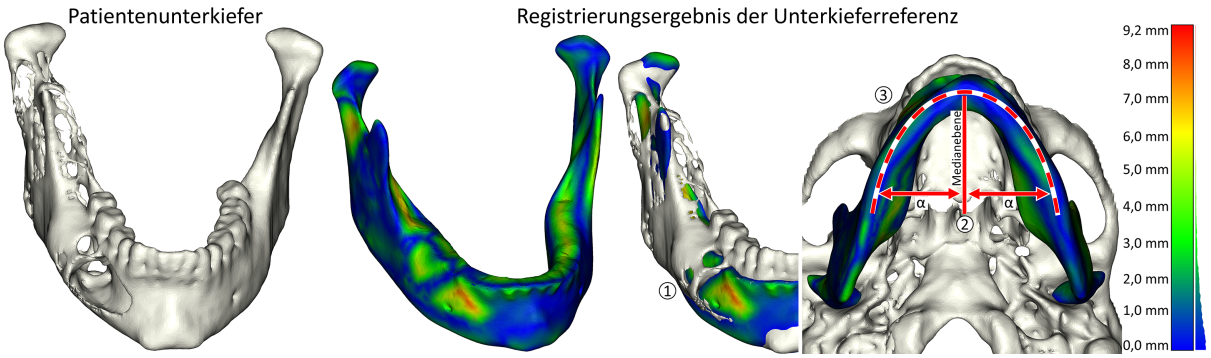


Abbildung 66: Registrierungsergebnis Unterkieferreferenz und Patientenunterkiefer bei starken Deformitäten. Die Überlagerung des Patientenunterkiefers (Grau) mit dem Referenzmodell (Farbskala) weist auf der rechten Unterkieferseite Abweichungen von bis zu $9,2\ mm$ (Rot) auf. Dennoch zeigt sich eine geeignete Approximation der natürlichen Form (1), der Symmetrie (2) und der Relation zum Oberkiefer (3). Quelle: Eigene Darstellung

Die gemessenen Oberflächendistanzen zeigen für das betrachtete Beispiel Abweichungen von bis zu $9,0\ mm$ im zu rekonstruierenden Unterkieferabschnitt. Aufgrund des deformierten Knochens ist eine Minimierung der Distanzfehler in diesem Bereich allerdings nicht erstrebenswert. Nach visueller Kontrolle zeigt sich, trotz der starken Deformitäten, ein natürlicher sowie symmetrischer Formverlauf. Auch bei Betrachtung der Kieferrelation konnte eine gute Approximation der Unterkieferlage in Bezug zum Oberkiefer erzielt werden (Abbildung 66). Das Registrierungsergebnis ist als geeignet für die Bereitstellung einer Planungsreferenz einzustufen.

Beantwortung der Fragestellung: Mit dem entwickelten elastischen Registrierungsverfahren können präzise Initialisierungen einer Planungsreferenz, auch bei stark deformierten Unterkiefern, erzielt werden. Nicht auszuschließen sind Szenarien, bei welchen das erarbeitete Verfahren zu weniger akkuraten Überlagerungsergebnissen führt. Ein aussagekräftiger Registrierungsfehler anhand von Oberflächenabweichungen kann aufgrund deformierter Unterkieferbereiche nicht zuverlässig bestimmt werden.

3.5.2 Validierung des Wissens und der Rekonstruktionsberechnung

Der in dieser Arbeit entwickelte Systembaustein für die OP-Planung (Abschnitt 3.2) zeichnet sich durch die Verarbeitung von umfangreichem Wissen aus einer Ontologie und die darauf basierende Bereitstellung von Rekonstruktionsvorschlägen aus. Um eine valide Rekonstruktionsberechnung sicherzustellen, werden nachfolgend Untersuchungen zur Verifizierung der korrekten Wissensmodellierung und Interpretation durch die Planungsalgorithmen beschrieben:

VU 2.1: Ist das Wissen in der Ontologie korrekt modelliert?

VU 2.2: Führt die wissensbasierte Rekonstruktionsberechnung zu validen Vorschlägen?

3.5.2.1 Vorbereitung und Durchführung der Validierung

Durch die Untersuchungen wird die Machbarkeit der realisierten Rekonstruktionsberechnung getestet. Es sollen mögliche Fehler in der Ontologie aufgedeckt und klinisch nicht umsetzbare Rekonstruktionsvorschläge identifiziert werden. Eine detaillierte Bewertung hinsichtlich relevanter klinischer Aspekte folgt in der Erprobung des OP-Planungssystems (Abschnitt 3.5.3).

Zur Beantwortung der Fragestellungen **VU 2.1** und **VU 2.2** werden vom Autor alle in der Ontologie beschriebenen segmentalen Defekte an einem klinisch unauffälligen (nicht deformierten) Unterkiefer simuliert. Für jeden Defekt werden anschließend alle beschriebenen Rekonstruktionsvarianten aus der Ontologie berechnet. Die resultierenden Rekonstruktionen umfassen Vorschläge für die Wiederherstellung bei begleitendem intra- oder extraoralen Weichgewebedefekt. Eine Abstraktion wird bei Fällen vorgenommen, welche überwiegend eine Hemisphäre des Unterkiefers betreffen (bspw. Klasse H, HC oder L). Dabei werden lediglich linkslastige Defekte (linke Unterkieferseite) simuliert, da sich das modellierte Wissen für links- oder rechtslastige Szenarien lediglich in der Unterkieferseite unterscheidet.

Die Simulation der Tumorresektionen und die Rekonstruktionsberechnungen (Auto-Reko) werden vom Autor dieser Arbeit durchgeführt. Für die Auto-Reko wird die Standardkonfiguration zur ausgewogenen Gewichtung der funktionellen und ästhetischen Aspekte beibehalten. Zudem werden als Abbruchkriterien der Optimierung maximal zehn Iterationen sowie RMSE-Differenzen von $0,1\ mm$ für Translationen und 2,0 Grad für Rotationen des Transplantats festgelegt (Abschnitt 3.2.3).

Für die Begutachtung durch Chirurg*innen wird jeder Rekonstruktionsvorschlag als eigene Seite im Portable Document Format (PDF) aufbereitet. Die Vorschläge werden dabei aus klinisch relevanten Projektionen abgebildet und mit zusätzlichen Informationen über das simulierte Szenario versehen. Pro Vorschlag ist eine Frage nach der Validität der Rekonstruktion zu beantworten. Bei Bedenken oder Ablehnung durch die Chirurg*innen soll eine kurze Begründung angegeben werden (Abbildung 67).

An den Untersuchungen nehmen drei Chirurg*innen (ein*e Assistenz- und zwei Fachärzt*innen) der MKG teil. Die aufbereiteten PDF-Seiten werden von den Chirurg*innen unabhängig voneinander bearbeitet. Über ein einfaches Mehrheitsvotum werden abschließend die Validität der Ontologie und der Interpretation durch die Planungsalgorithmen beurteilt.

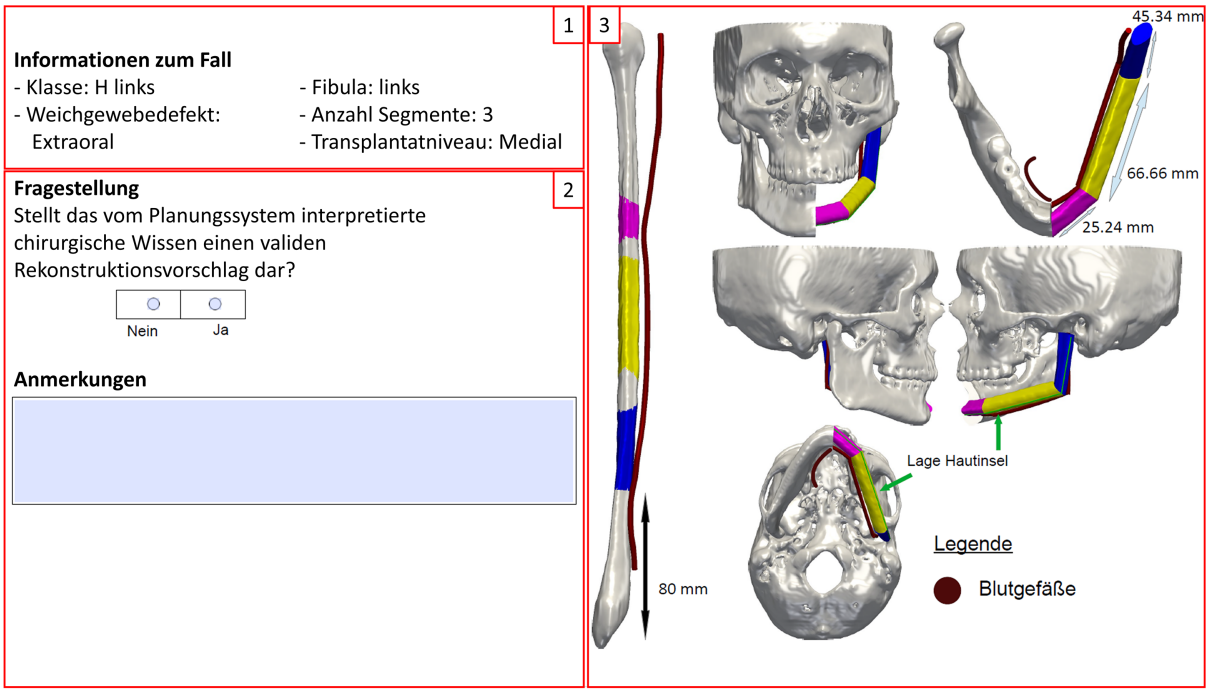


Abbildung 67: Simulierte Unterkieferdefekte und Rekonstruktionsvorschläge. Für die Begutachtung werden in aggregierter Form Informationen zum simulierten Fall (1), die zu beantwortende Frage und ein Freitextfeld für Anmerkungen (2) sowie eine Darstellung des Rekonstruktionsvorschlags (3) aufbereitet. Quelle: Eigene Darstellung

3.5.2.2 Ergebnisse der Validierung

Nachfolgend werden die Ergebnisse zur Voruntersuchung der Validierung der Wissensmodellierung und Rekonstruktionsberechnung präsentiert. Insgesamt wurden 29 unterschiedliche segmentale Defekte mit dem OP-Planungssystem simuliert und 164 Vorschläge für die, in der Ontologie beschriebenen, Rekonstruktionsvarianten berechnet (Tabelle 6).

Tabelle 6: Anzahl der simulierten Unterkieferdefekte (UK-Defekt) und ihrer Rekonstruktionsvorschläge, sortiert nach der HCL-Klassifikation.

HCL-Klasse	Anzahl UK-Defekte	Anzahl Rekonstruktionsvorschläge	Anzahl Vorschläge für begleitenden intraoralen Weichgewebedefekt	Anzahl Vorschläge für begleitenden extraoralen Weichgewebedefekt
H	4	10	5	5
HC	2	6	3	3
HCL	2	12	6	6
L	7	36	18	18
LC	4	24	12	12
LCL	4	48	24	24
C	6	28	14	14
Gesamt	**29**	**164**	**82**	**82**

Von den 164 Rekonstruktionsvarianten konnte in 146 Fällen ein Vorschlag mit der Auto-Reko erfolgreich berechnet werden. Für 18 Varianten ließ sich keine akkurate Überbrückung des simulierten Unterkieferdefektes bestimmen. Dabei teilen sich die betroffenen Varianten auf zwei extrem weitgestreckte Defekte der Klassen HCL und LCL auf (Abbildung 68 A). In beiden Szenarien ist die unzureichende Rekonstruktionsberechnung auf ein nicht ausreichendes Knochenangebot in der Spenderregion (zu kurze Fibula)

zurückzuführen.

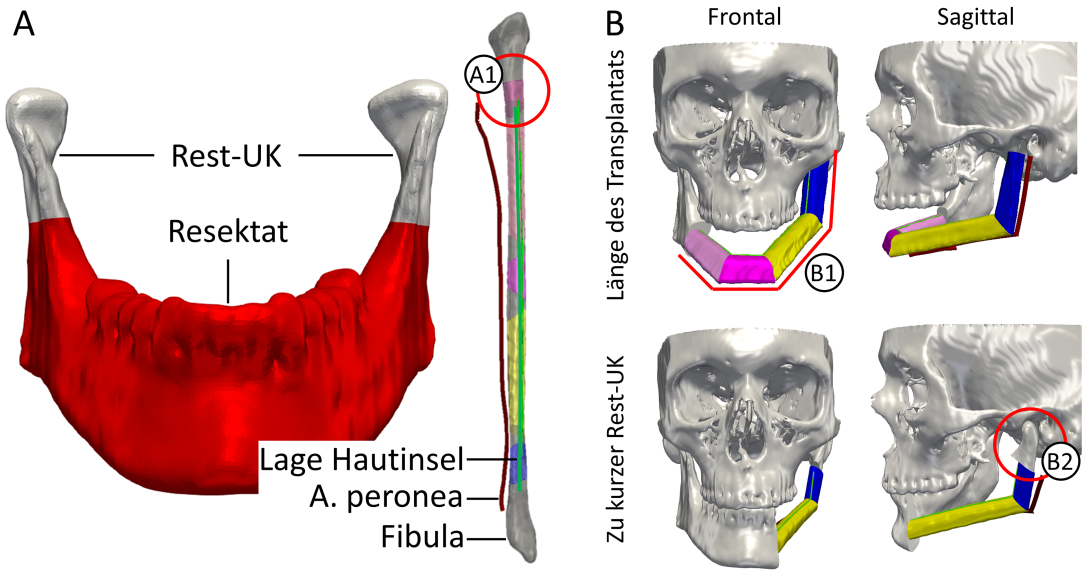


Abbildung 68: Fehlgeschlagene und nicht valide Rekonstruktionsvorschläge. **A**: Fehlgeschlagene Rekonstruktion der Klasse LCL mit weit gestrecktem Transplantat. Es konnte kein Transplantat innerhalb der Sicherheitsabstände der Fibula berechnet werden (A1). **B**: Als *nicht valide* eingestufte Vorschläge der Klassen HCL (oben) und L (unten). Im oberen Fall wurde die Gesamtlänge des Transplantats als zu lang eingestuft (B1). Unten wurde der verbleibende Unterkieferstumpf als zu kurz für die Verschraubung einer Platte angemerkt (B2). Quelle: Adaptiert aus Hagen et al. (Hagen et al. 2023)

Von den 146 erfolgreich berechneten Vorschlägen wurden von den Chirurg*innen 122 einstimmig als *valide* eingestuft. Bei den übrigen 24 Vorschlägen wurde eine mehrheitliche Zustimmung (zweimal *valide*, einmal *nicht valide*) beobachtet. Die Validität kann nach einfachem Mehrheitsvotum somit für alle 146 Vorschläge der berechneten Rekonstruktionsvarianten angenommen werden (Tabelle 7). Bei Sichtung der 24 abgelehnten (*nicht valide*) Vorschläge von Chirurg*in 2 zeigt sich eine Aufteilung der Fälle auf die beiden Klassen HCL (n = 4) und L (n = 20). Anhand der angegebenen Begründungen lassen sich folgenden Gruppen für die *nicht valide* Einstufung bilden (n = Anzahl Nennungen):

- **Länge des Transplantats (n = 4)**: Für vier weitgestreckte Transplantate der Klasse HCL wurde als Begründung die klinisch nicht bzw. fragwürdige Operierbarkeit des berechneten Rekonstruktionsvorschlags angegeben (Abbildung 68 B).
- **Zu kurzer Restunterkiefer (n = 20)**: In 20 Fällen der Klasse L, mit Resektion im Bereich des Unterkieferastes (Ramus mandibulae), wurde der verbleibende Unterkieferstumpf als zu kurz für die Verschraubung einer Rekonstruktionsplatte angesehen. Als Alternative wird in einem solchen Szenario die zusätzliche Entnahme des Kiefergelenks vorgeschlagen (Abbildung 68 B).

Beantwortung der Fragestellung: Für alle berechneten Vorschkäge konnte die Korrektheit des Wissens in der Ontologie (**VU 2.1**) und der darauf basierenden Rekonstruktionsberechnung (**VU 2.2**) nach einfachem Mehrheitsvotum sichergestellt werden. Das Wissen und seine Interpretation durch die Algorithmen führen somit zu validen Vorschlägen. Die Berechnung einer Rekonstruktion war bei zwei extrem weit gestreckten Szenarien aufgrund des zu geringen Knochenangebots in der Spenderregion nicht möglich. Folglich konnte das Wissen in diesen Fällen nicht validiert werden. Zudem deuten die abweichenden Bewertungen von Chirurg*in 2 auf individuelle Präferenzen bei der OP-Planung hin.

Tabelle 7: Bewertungsergebnisse für die simulierten Unterkieferdefekte und Rekonstruktionsvorschläge. Sortiert nach der HCL-Klassifikation sind pro Chirurg*in die Anzahl der als *valide* (V) und *nicht valide* (NV) eingestuften Vorschläge aufgeführt.

HCL-Klasse	Anzahl UK-Defekte	Anzahl Rekonstruktionsvorschläge	Bewertung Chirurg*in 1 (V/NV)	Bewertung Chirurg*in 2 (V/NV)	Bewertung Chirurg*in 3 (V/NV)	Mehrheitsvotum (V/NV)
H	4	10	10/0	10/0	10/0	10/0
HC	2	6	6/0	6/0	6/0	6/0
HCL	1	6	6/0	2/4	6/0	6/0
L	7	36	36/0	16/20	36/0	36/0
LC	4	24	24/0	24/0	24/0	24/0
LCL	3	36	36/0	36/0	36/0	36/0
C	6	28	28/0	28/0	28/0	28/0
Gesamt	**27**	**146**	**146/0**	**122/24**	**146/0**	**146/0**

3.5.3 Erprobung des OP-Planungssystems

Das Ziel der Erprobung des OP-Planungssystems ist die Beantwortung folgender Fragestellungen:

- **F 1.1**: Wie gut eignet sich das OP-Planungssystem für die virtuelle Rekonstruktionsplanung?
- **F 1.2**: Wie gut ist die Qualität der berechneten Rekonstruktionsvorschläge einzuschätzen?
- **F 1.3**: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer virtuellen OP-Planung?

3.5.3.1 Vorbereitung und Durchführung der Erprobung

Zur Beantwortung der Fragen **F 1.1** bis **F 1.3** werden 21 virtuelle OP-Planungen mit dem entwickelten OP-Planungssystem (Abschnitt 3.2) von Chirurg*innen der MKG angefertigt und bewertet. Als Planungsgrundlage dienen anonymisierte, präoperative CT/DVT-Bilddaten (Kopf-Hals-Bereich und untere Extremitäten) von retrospektiven klinischen Fällen aus der MKG des UKHD. Diese umfassen unterschiedliche Schweregrade und HCL-Klassen, so dass eine typische Verteilung von Primärrekonstruktionen des Unterkiefers mittels Fibulatransplantat beschrieben werden kann (Tabelle 8).

Tabelle 8: Verteilung der Studienfälle nach HCL-Klasse und betroffener Unterkieferseite bei der Erprobung des OP-Planungssystems.

HCL-Klasse	Anzahl mittige Rekonstruktionen	Anzahl linkslastige Rekonstruktionen	Anzahl rechtslastige Rekonstruktionen	Gesamt
H	-	6	4	10
HCL	-	0	1	1
L	-	2	2	4
LC	-	2	2	4
LCL	2	-	-	2
Gesamt	**2**	**10**	**9**	**21**

Insgesamt nehmen an der Erprobung drei Chirurg*innen mit langjähriger Erfahrung in der virtuellen OP-Planung von rekonstruierenden Eingriffen in der MKG teil. Den Teilnehmer*innen werden jeweils sieben Fälle zugewiesen, so dass eine virtuelle OP-Planung für jeden der 21 Studienfälle angefertigt werden kann. Dabei wird eine möglichst gleichmäßige Fallaufteilung, anhand der HCL-Klassifikation, auf die Chirurg*innen vorgenommen.

Vorbereitung

Vorab werden für die virtuellen OP-Planungen relevante knöcherne Strukturen vom Autor in den Volumenbilddaten mit Hilfe der MITK Workbench segmentiert. Für die Empfängerregion umfasst dies den Schädel und Unterkiefer, in der Spenderregion beide Fibulae. Abschließend wird aus den Segmentierungsmasken eine geglättete und triangulierte 3D-Oberflächenrepräsentation berechnet.

Bei vorhandenen CT-Angiographien der Spenderregion erfolgt zudem die manuelle Einzeichnung der Peronea-Arterien durch den Autor. Ebenfalls über die MITK Workbench werden 3D-Punkte entlang der Arterien in den Kontrastaufnahmen manuell positioniert und über einen Kochanek-Bartels-Spline approximiert.

Die gesamte Systemerprobung durch Chirurg*innen der MKG stellt einen enormen zeitlichen Aufwand neben der klinischen Routine dar. Deshalb werden die Fallinitialisierungen (Registrierung der Kieferreferenz) für die 21 Studienfälle vom Autor dieser Arbeit vorab erstellt. Bei der Studiendurchführung werden die zwischengespeicherten Initialisierungen von den Chirurg*innen aufgegriffen und die Tumorresektions- und Unterkieferrekonstruktionsplanung wird von ihnen durchgeführt. In der Routineversorgung stellt eine solche Arbeitsaufteilung ein übliches Vorgehen dar.

Exakte Zeitmessungen werden vom OP-Planungssystem kontinuierlich erfasst und abgespeichert.

Ablauf einer Evaluationssitzung

Der Ablauf einer Evaluationssitzung zur Erprobung des OP-Planungssystems ist in Abbildung 69 illustriert und wird nachfolgend im Detail erläutert.

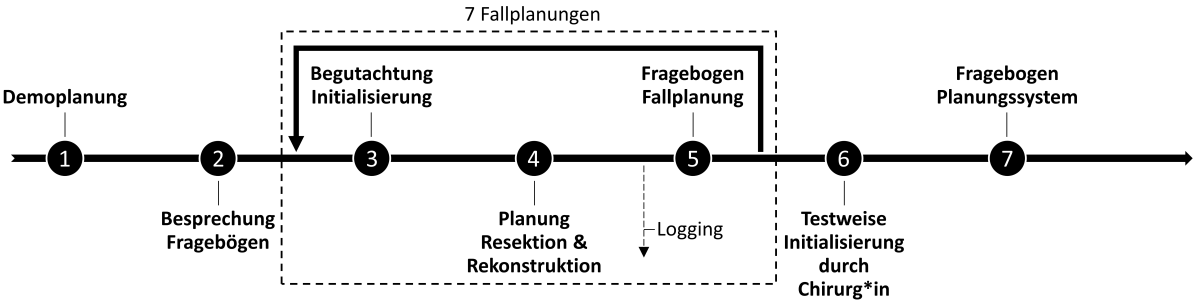


Abbildung 69: Ablauf der Erprobung des OP-Planungssystems. Die Schritte 1 bis 7 stellen die von den Chirurg*innen durchzuführenden Aktionen dar. Die sieben vorgesehenen Fallplanungen finden in den Schritte 3 bis 5 statt. Für jede OP-Planung werden Evaluationsparameter (Zeitmessungen, Parametrierungen) vom System erhoben und protokolliert (Logging). Quelle: Eigene Darstellung

Beginnend mit der Einführung (Schritt 1 und 2) wird von dem*der Chirurg*in eine beispielhafte OP-Planung (Demoplanung – nicht Teil der Studienfälle) durchgeführt. Die Teilnehmer*innen können sich darüber mit der Bedienung des OP-Planungssystems vertraut machen. Anschließend werden die Fragebögen zur Erhebung der qualitativen und quantitativen Maßzahlen mit dem Autor dieser Arbeit besprochen.

In sieben Durchläufen der Schritte 3 bis 5 folgt die Durchführung der OP-Planungen. Zunächst wird die Initialisierung eines Falls geladen und von den Chirurg*innen hinsichtlich der Eignung für die weitere OP-Planung begutachtet. Das Hauptaugenmerk liegt auf einer anatomisch korrekten Lage der Referenzmodelle. Eine eventuell notwendige Nachinitialisierung erfolgt von Seiten der klinischen Expert*innen. Anschließend folgt die Tumorresektions- und Rekonstruktionsplanung durch die Chirurg*innen (Schritt

4). Nach Begutachtung der berechneten Rekonstruktionsvorschläge und eventueller manueller Anpassungen wird eine Rekonstruktion ausgewählt. Detaillierte Zeitmessungen, Parametrierungen und das Ausmaß der getätigten Anpassungen werden vom System protokolliert. Abschließend wird für jeden Fall die Eignung des Systems eingestuft und der verwendete (und ggf. manuell angepasste) Vorschlag hinsichtlich relevanter klinischer Aspekte bewertet (Schritt 5).

Um die Bedienbarkeit und alle Systemfunktionalitäten (Schritt 7) bwerten zu können, wird in Schritt 6 einmalig pro Chirurg*in die eingangs verwendete testweise Demoplanung initialisiert.

3.5.3.2 Erprobungsergebnisse zur OP-Planung

Nachfolgend werden die Ergebnisse zur Beantwortung der Forschungsfragen **F 1.1** bis **F 1.3** für die Erprobung des OP-Planungssystems beschrieben.

F 1.1: Wie gut eignet sich das OP-Planungssystem für die virtuelle Rekonstruktionsplanung?

Zur Beantwortung der Frage werden nachfolgend die Ergebnisse der untersuchten Gebrauchstauglichkeit und des Funktionsumfangs vorgestellt.

Die erfasste Bedienbarkeit (SUS) wurde von allen Chirurg*innen mit ≥ 75 (Chirurg*in 1: 77,5; Chirurg*in 2: 75,0; Chirurg*in 3: 77,5) bewertet. Bei der Interpretation des SUS werden Werte > 68 als *überdurchschnittlich* angesehen. Die Gebrauchstauglichkeit des OP-Planungssystems fällt in allen drei Fällen in den Bereich 68 bis 80,3, was nach dem SUS einer Note *B* bzw. Gebrauchstauglichkeit *Gut* entspricht.

Der Funktionsumfang wurde mit dedizierten Fragen zu den bereitgestellten Funktionalitäten des OP-Planungssystems erfragt. Dabei erfüllen die bereitgestellten Funktionalitäten und realisierten Interaktionskonzepte zu großen Teilen die Erwartungen der Chirurg*innen (durchgängige Bewertungen ≥ 4). Verbesserungspotential wird überwiegend bei der Tumorresektionsplanung und der Visualisierung sowie Bereitstellung zusätzlicher Planungsaspekte gesehen. Nachfolgend werden die Rückmeldungen inhaltlich gruppiert dargestellt (n = Anzahl Nennungen):

- **Tumorresektionsplanung**: Der Umfang der Resektion ist bei Tumorfällen anhand des aktuell visualisierten Bildmaterials (CT) schwierig abzuschätzen (n = 3). Als hilfreiche Funktionalitäten wurde die Anzeige eines 3D-Tumorvolumens (Tumorsegmentierung) und die Integration einer Orthopantomographie (OPG), auch als Panoramaschichtaufnahme bezeichnet, genannt.
  Für die Resektionsplanung im Bereich der Unterkieferäste wurde für komplexe Fallplanungen eine Angulierung der Schnitte (nicht nur planarer Schnitt) vorgeschlagen (n = 1). So kann die Entfernung von überstehendem Knochen mitberücksichtigt werden (Abbildung 70 A).
- **Segmentlängen**: Für eine verbesserte Rekonstruktionsplanung ist die Berechnung verschiedener Segmentlängen notwendig. So wurde von allen Chirurg*innen (n = 3) rückgemeldet, dass neben der Segmentlänge entlang der Längsachse auch die kürzeste Distanz (Segmentinnenseite) für eine Beurteilung der Rekonstruktionsplanung benötigt wird (Abbildung 70 B). Darüber hinaus wird eine Abschätzung der zu erwartenden Segmentlängen bereits bei der Auswahl und Konfiguration der zu berechnenden Rekonstruktionsvorschläge als hilfreiche Unterstützung angesehen (n = 1).
- **Visualisierung Transplantatstiel**: Weiteres Verbesserungspotential wird in der Planung und Beurteilung der Anastomose des Transplantatstiels in der Empfängerregion gesehen (n = 2). Die Visualisierung des verfügbaren Gefäßstiels wird als wertvolle Systemerweiterung für die virtuelle Simulation des Ge-

fäßanschlusses und Beurteilung des Austrittspunktes am Neo-Unterkiefer angesehen (Abbildung 70 C). Analog zur Abschätzung der Segmentlängen, wird während der Konfiguration der Auto-Reko eine schemenhafte Darstellung der Rekonstruktionsvarianten und des Transplantatstiels vorgeschlagen (n = 1).

- **Überstehende Transplantatkanten**: Die Wiederherstellung des Unterkiefers über die Fibula kann überstehende Knochenkanten am Übergang zwischen Transplantat und Rest-UK zur Folge haben. Diese haben einen erheblichen negativen Einfluss auf die Plattenfixierung. Entsprechend werden die Kanten intraoperativ abgetragen (Abbildung 70 D). Um einen glatten Übergang bereits bei der OP-Planung zu berücksichtigen, wurde die Entfernung überstehender Kanten durch das OP-Planungssystem vorgeschlagen (n = 1).
- **Weiterführende Planungsaspekte**: Zusätzlich wurden weiterführende Systemfunktionalitäten für die Planung von Double-Barrel-Rekonstruktionen (n = 1), die Visualisierung von Zahnimplantaten für ein vollumfängliches Backwardplanning (n = 1) und die schematische Darstellung einer Hautinsel als Orientierungshilfe in der Empfängerregion (n = 1) angeregt.

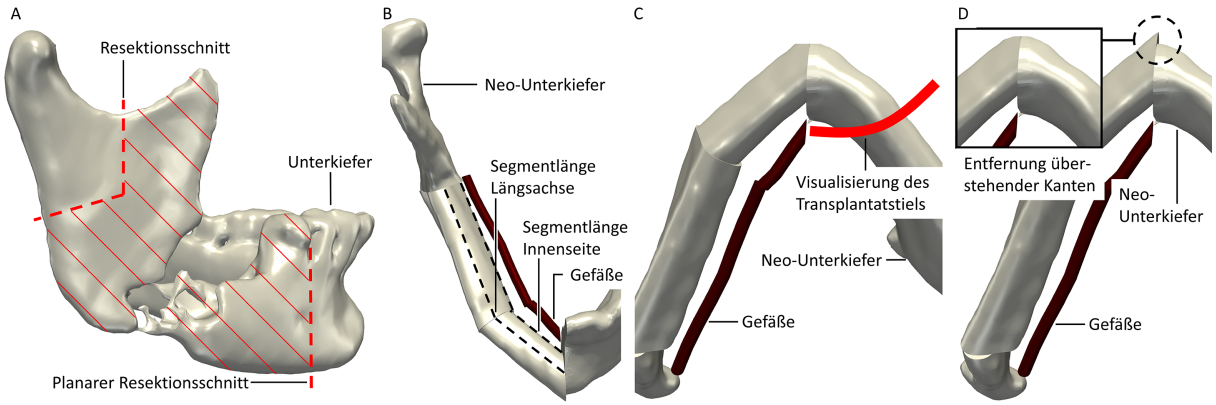


Abbildung 70: Erweiterte Funktionalitäten für die OP-Planung. **A**: Die Möglichkeit zur Planung von angulierten Resektionsschnitten. Das ist vor allem im Bereich der Unterkieferäste von Interesse, um die Entnahme von überstehenden Knochenabschnitten zu planen. **B**: Zusätzliche Erfassung der kürzesten Segmentlängen auf der lingual gelegenen Innenseite. **C**: Entfernung überstehender Kanten am Transplantatanschluss, um einen glatten Übergang auf der Knochenaußenseite zu gewährleisten. **D**: Erweiterte Darstellung des Transplantatstiels und der Austrittsstelle am Neo-Unterkiefer. Quelle: Eigene Darstellung

Beantwortung der Fragestellung: Das OP-Planungssystem bietet eine gute Bedienbarkeit und führt die Benutzenden schrittweise durch den Planungsprozess. Der Funktionsumfang wird von den Chirurg*innen als geeignet für die autarke virtuelle OP-Planung von Unterkieferrekonstruktionen mit autologen Transplantaten am *Point-of-Care* angesehen. Defizite werden vorrangig bei der Darstellung des Tumorvolumens und der Gefäßverläufe in der Empfängerregion angemerkt. Des Weiteren werden unterstützende Informationen bei der Auswahl und Konfiguration von Rekonstruktionsvorschlägen vorgeschlagen.

F 1.2 Wie gut ist die Qualität der berechneten Rekonstruktionsvorschläge einzuschätzen?

Zentraler Bestandteil des OP-Planungssystems ist die automatisierte Berechnung von wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen (Auto-Reko), wie in Abschnitt 3.2.3 beschrieben. Um deren Qualität im Detail zu erfassen, werden qualitative und quantitative Auswertungen vorgenommen. Die Vorschläge werden hinsichtlich wichtiger klinischer Aspekte evaluiert und eventuelle manuelle Anpassungen ausgewertet.

Untersuchung relevanter klinischer Aspekte

Insgesamt konnten für alle 21 Studienfälle verschiedene Rekonstruktionsvorschläge (n = 36) automatisiert berechnet und jeweils ein geeigneter OP-Plan erfolgreich erstellt werden (Abbildung 71). Anhand der Erhebungsbögen zeigt sich ein hohes Maß an Zustimmung der Chirurg*innen hinsichtlich der Vorschläge bezüglich relevanter klinischer Aspekte (Abbildung 72).

Die Komplexität der Fallplanungen wurde von den Chirurg*innen als moderat bis hoch eingestuft (Abbildung 72). Dabei zeigt sich ein Zusammenhang der geschätzten Fallkomplexität mit der Anzahl an benötigten Transplantatsegmenten (1 Segment: $2,25 \pm 0,5$, 2 Segmente: $3,5 \pm 0,85$, 3 Segmente: $4,83 \pm 0,41$, 4 Segmente: 5). Zudem können, trotz einer möglichst gleichmäßigen Aufteilung der Studienfälle anhand ihrer HCL-Klasse, Unterschiede zwischen den Studienteilnehmer*innen beobachtet werden (Chirurg*in 1: 4 ± 1, Chirurg*in 2: $4,57 \pm 0,79$, Chirurg*in 3: $2,57 \pm 0,53$).

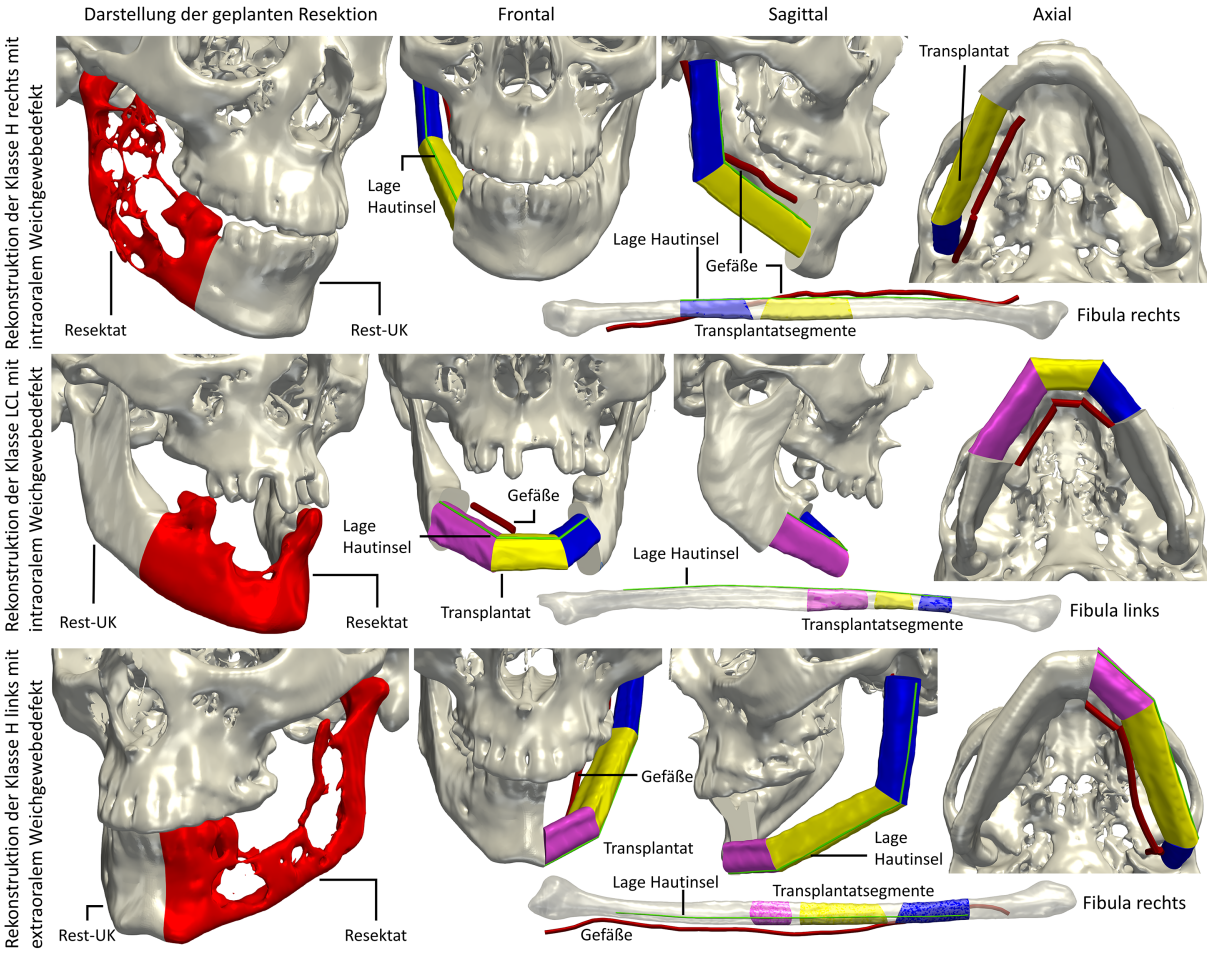


Abbildung 71: Auswahl berechneter Rekonstruktionsvorschläge. **Oben**: Studienfall der Klasse H mit begleitendem intraoralen Weichgewebedefekt und zwei Transplantatsegmenten. **Mitte**: Studienfall der Klasse LCL mit begleitendem intraoralen Weichgewebedefekt und drei Segmenten. **Unten**: Studienfall der Klasse H mit extraoralem Weichgewebedefekt und drei Segmenten. Quelle: Eigene Darstellung

Eine geeignete Tumorresektionsplanung konnte von den Chirurg*innen in allen 21 Fällen durchgeführt werden (Abbildung 72). Bei der anschließenden Rekonstruktionsplanung wurde in 13 Fällen die Möglichkeit des OP-Planungssystems zur Berechnung und dem Vergleich von mehreren Rekonstruktionsvarianten verwendet. Insgesamt wird diese Funktionalität als hilfreich bei der Rekonstruktionsplanung erachtet

$(4,54 \pm 0,66)$. Lediglich bei einer Monosegmentrekonstruktion wurde eine neutrale Bewertung (3) abgegeben (Abbildung 72).

Bei der detaillierten Beurteilung der Rekonstruktionsvorschläge zeigen sich, mit einem durchgängigen Median von 5 und dem niedrigsten Mittelwert von $4,36 \pm 0,92$ bei Beurteilung der rekonstruierten Kiefergelenke (n = 11), durchweg sehr hohe Bewertungen der betrachteten klinischen Aspekte (Abbildung 72). Einzelne milde Ausreißer, mit jeweils einer Bewertung von 3, wurden bei vier unterschiedlichen Studienfällen mit hoher Fallkomplexität (≥ 4) beobachtet. Diese betreffen die optimierte Kieferrelation, den Übergang zwischen dem Transplantat und dem Rest-UK, die Passgenauigkeit der Segmentkanten und die rekonstruierte natürliche Unterkieferform. Statistische Ausreißer (Bewertung von 2) zeigen sich bei einem Vorschlag zur Rekonstruktion eines Kiefergelenks sowie bei einem Studienfall für die berechneten Intersegmentabstände bei Entnahme aus der Fibula.

Die finalen OP-Planungsergebnisse stimmen, nach eventuellen manuellen Anpassungen, mit den Vorstellungen der Chirurg*innen überein $(4,95 \pm 0,22)$. Leichte Abzüge zeigen sich bei einem sehr weit gespannten Transplantat, bestehend aus vier Segmenten (Abbildung 73 A).

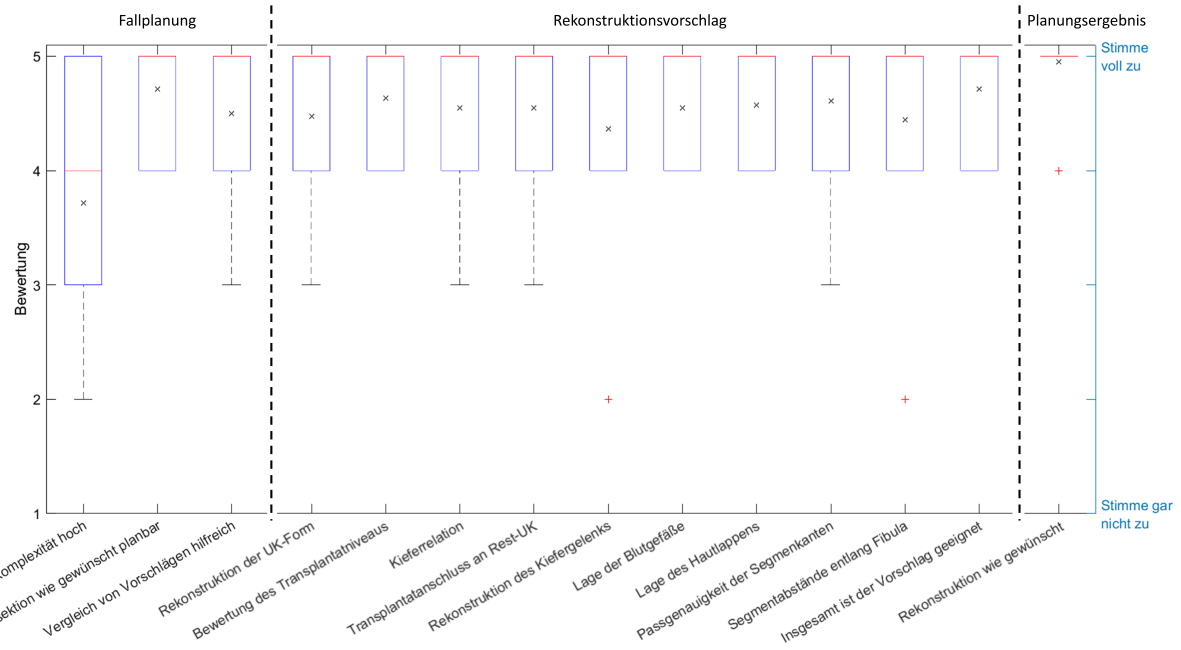


Abbildung 72: Quantitative Bewertung der Rekonstruktionsvorschläge. Die Likert-Skala (y-Achse) zur Bewertung der Aspekte (x-Achse) reicht von 1 (stimme gar nicht zu) bis 5 (stimme voll zu). Für jeden Aspekt ist das arithmetische Mittel (x), der Median (Rot), der Interquartilabstand (mittlere 50 %, blaue Box) sowie milde Ausreißer (Whisker, mit der Länge des Interquartilabstands) und extreme Ausreißer (+) angegeben. Die Bewertungen sind unterteilt in Aussagen über die Fallplanung (links), klinisch relevante Aspekte zur Beurteilung eines Vorschlags (Mitte) sowie das OP-Planungsergebnis nach eventuellen Anpassungen (rechts). Quelle: Eigene Darstellung

Die Betrachtung der erhobenen Freitextanmerkungen der Chirurg*innen ermöglicht die tiefergehende Analyse möglicher Schwachstellen der berechneten Rekonstruktionsvorschläge. In Anlehnung an eine qualitative Inhaltsanalyse werden Kategorien auf Basis der erfassten Anmerkungen gebildet. Die häufigsten Rückmeldungen sind im Folgenden dargestellt (n = Anzahl Nennungen):

- **Anpassung des Kieferwinkels (n = 5)**: Bei Unterkieferdefekten, welche sich über den linken oder rechten Kieferwinkel erstrecken, wurde in fünf Fällen eine notwendige Korrektur in Richtung Unterkieferbasis angemerkt (Abbildung 73 A-D).

- **Anpassung der Segmentlänge (n = 2)**: Bei zwei Studienfällen wurden von den Chirurg*innen eine Korrektur von zu kurzen Segmentlängen erfasst (Abbildung 73 B).
- **Anpassung der Kieferrelation (n = 2)**: Die Anpassung der Kieferrelation umfasst zwei unterschiedliche Aspekte. Zum einen wurde bei einer komplexen Rekonstruktion inklusive Kieferwinkel (Abbildung 73 A) der Transplantatabstand zum Oberkiefer als zu klein angemerkt. Vor allem im Bereich der Molaren ist eine postoperative Versorgung mit Zahnimplantaten damit schwer realisierbar. Zum anderen konnte in einem mittig gelagerten Defekt (Klasse LCL) eine leichte Asymmetrie des Transplantats in Bezug zum Oberkieferverlauf beobachtet werden.
- **Monosegmentlösungen (n = 2)**: Für kurzstreckige Defekte wurde die Notwendigkeit eines Rekonstruktionsvorschlags mit lediglich einem Segment vermerkt. Dies gilt auch für Unterkieferdefekte, welche sich über den formgebenden Kieferwinkel erstrecken. In einem der beiden Fälle wurde eine nachträgliche Anpassung der Resektion durchgeführt (Abbildung 73 E), um zu kurze Transplantatsegmente bei einer Multisegmentlösung zu vermeiden.

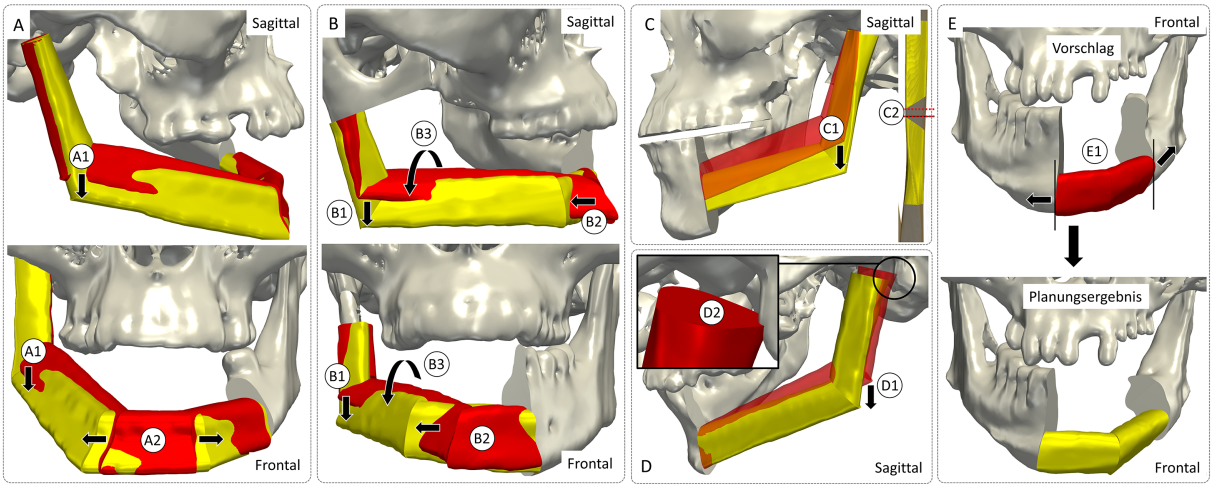


Abbildung 73: Vergleich Vorschläge und Planungsergebnisse. Pro Studienfall sind die Vorschläge (Rot), finalen OP-Planungsergebnisse (Gelb) und die wichtigsten manuellen Anpassungen (Pfeile) dargestellt. **A**: Rekonstruktion der Klasse HCL. Der Schwerpunkt der Anpassungen liegt in der Bewegung des Kieferwinkels in Richtung Unterkieferbasis (A1) und der Verlängerung des anterior gelegenen Segmentes (A2). **B**: Rekonstruktion der Klasse LC. Die manuellen Anpassungen konzentrieren sich auf den Kieferwinkel (B1), das anterior gelegenen Segment (B2) und die Rotation um die Segmentlängsachsen (B3). **C**: Rekonstruktion der Klasse H mit manueller Anpassung des Vorschlags in Richtung Unterkieferbasis (C1). Auf der rechten Seite ist die Segmententnahme mit relativ großem Abstand zwischen den Segmenten (gestrichelte rote Linien) dargestellt (C2). **D**: Rekonstruktion der Klasse H mit Verschiebung des Kieferwinkels in richtung Unterkieferbasis (D1). Der Schädel und das Transplantatende schneiden sich im Kiefergelenk (D2). **E**: Rekonstruktion der Klasse LC mit Anpassung der Resektionsschnitte (E1). Quelle: Eigene Darstellung

Untersuchung der manuellen Anpassungen

Für die Auswertung der Anpassungen werden pro Studienfall das OP-Planungsergebnis mit dem zugrundeliegenden Rekonstruktionsvorschlag verglichen. Nach eventueller Feinjustierung (Abschnitt 3.2.4) wird das finale Ergebnis als optimal (Goldstandard für die Rekonstruktion) angesehen.

Um die räumlichen Abweichungen zu bestimmen, werden euklidische Abstände an den Transplantat-Ankern (n = 67 über alle Studienfälle) sowie die Neuausrichtungen (Rotation um Segmentlängsachsen) der 21 Transplantate bestimmt. Insgesamt wurden in 15 Fällen Anpassungen von den Chirurg*innen vorgenommen (Tabelle 9). In ca. einem Drittel der Fälle wurden keine Anpassungen erfasst.

Im Mittel wurden die 67 Anker nachträglich um $2,23 \pm 3,25\ mm$ bewegt und die Transplantate um $4,71 \pm 11,74\ Grad$ rotiert. Dabei weisen Repositionierungen der Anker *Medianebene* ($15,74\ mm$), *Kieferwinkel* ($4,22 \pm 4,09\ mm$) und *Eckzähne* ($2,70 \pm 1,99\ mm$) die höchsten Werte auf. Die Positionen der rekonstruierten Kiefergelenke wurden hingegen mit $0,38 \pm 1,25\ mm$ am wenigsten angepasst. Eine nachträgliche Verschiebung der Tumorresektionen ($0,67 \pm 1,96\ mm$) wurde in drei Studienfällen vorgenommen. Zusammen mit den Bewegungen der Transplantatenden (V-Anker) in den Resektionsschnittebenen um $1,03 \pm 1,76\ mm$ ergibt sich eine durchschnittliche Anpassung am Übergang zwischen Transplantat und Rest-UK von $1,71 \pm 2,35\ mm$.

Bei Betrachtung der 32 Transplantat-Anker, welche tatsächlich einer Repositionierung unterliegen, zeigen sich ebenfalls die höchsten Translationswerte im Bereich der *Medianebene* ($15,74\ mm$), der *Kieferwinkel* ($6,09 \pm 3,50\ mm$) und der *Eckzähne* ($3,79 \pm 0,91\ mm$). Die nachträgliche Repositionierung der vier betroffenen Resektionsschnitte beträgt $5,21 \pm 2,64\ mm$. Die beobachtete Verschiebung der Transplantatenden (V-Anker) liegt bei $3,20 \pm 1,60\ mm$. Eine Rotation des Transplantats um die Segmentlängsachsen wurde in vier von 21 Fällen vorgenommen und liegt knapp unter $25\ Grad$.

Tabelle 9: Translations- und Rotationswerte für die manuellen Anpassungen der Rekonstruktionsvorschläge bei der Erprobung des OP-Planungssystems. Die minimal (Grün) und maximal (Rot) gemessenen Mittelwerte sind farblich hervorgehoben.

Räumliche Anpassung	**Alle Studienfälle**			**Alle Anpassungen**		
Translation Transplantat-Anker (in Millimeter)	**Anzahl**	**Arth. Mittel**	**Std**	**Anzahl**	**Arth. Mittel**	**Std**
Verschiebung der Resektionsschnittebenen	31	0,67	1,96	4	5,21	2,64
Verschiebung der Transplantatenden (V-Anker)	31	1,03	1,76	10	3,20	1,60
(Gesamte) Verschiebungen am Übergang zwischen Transplantat und Rest-UK	**31**	**1,71**	**2,35**	**14**	**3,78**	**2,07**
Anker Kiefergelenke (links/rechts)	11	0,38	1,25	1	4,15	-
Anker Kieferwinkel (links/rechts)	13	4,22	4,09	9	6,09	3,50
Anker Foramen (links/rechts)	4	0,69	0,97	2	1,37	0,96
Anker Eckzähne (links/rechts)	7	2,70	1,99	5	3,79	0,91
Anker Medianebene	1	15,74	-	1	15,74	-
Gesamtverschiebung der Transplantat-Anker	**67**	**2,23**	**3,25**	**32**	**4,67**	**3,29**
Rotation der Transplantate (in Grad)	**21**	**4,71**	**11,74**	**4**	**24,75**	**16,07**

Aggregation und Einordnung der Teilergebnisse

Durch Aggregation der Teilergebnisse lassen sich einzelne Ausreißer bei der Bewertung relevanter klinischer Aspekte und manuelle Anpassungen besser einordnen.

Bei Bewertung der Anpassungen ist zu beachten, dass in einigen Fällen der initial vorgesehene OP-Plan nach Begutachtung der Vorschläge neu bewertet wurde. Das spiegelt sich vor allem in den neupositionierten Resektionsschnitten wider (Abbildung 73 E). Analog wurde in drei Fällen eine nachträgliche Anpassung des initial konfigurierten Transplantatniveaus beobachtet. Folglich sind diese Anpassungen nicht auf unpräzise Vorschläge zurückzuführen, worauf auch die hohen Bewertungen der klinisch relevanten Aspekte hindeuten (Abbildung 72).

Für die Bewegung der *Kieferwinkel* wurde überwiegend eine Verschiebung in Richtung Unterkieferbasis erfasst (Abbildung 73 A-D). Die betroffenen Fälle stehen in Zusammenhang mit den statistisch milden Ausreißern bei Bewertung der Unterkieferform und Kieferrelation in Abbildung 72.

Die Anpassungen im anterioren Bereich des Unterkiefers (Anker *Medianebene* und *Eckzähne*) zeigen einen Zusammenhang mit Fällen, bei welchen von den Chirurg*innen zu kurze Segmentlängen oder eine leichte Asymmetrie zum Oberkiefer angemerkt wurden. Bei der Feinjustierungen konnte folglich eine lateral orientierte Verlängerung der Segmente beobachtet werden (Abbildung 73 A-B).

Eine Korrektur der Transplantatausrichtung (Rotation) für einen möglichst stufenfreien Anschluss an den Rest-UK war in vier Fällen notwendig. Exemplarisch zeigt sich bei einem Fall der Klasse LC (Abbildung 73 B) ein Zusammenhang zwischen der leicht abfallenden Bewertung des Transplantatanschlusses (Abbildung 72) und dem angewandten Rotationsausmaß (32 $Grad$).

Die einmalige Neueinstellung des *Kiefergelenks*, um ca. $4\ mm$, steht in Relation zu dem extremen Ausreißer bei der Bewertung der vorgeschlagenen Kiefergelenksposition (Abbildung 72). Eine Verkürzung des Segmentes ist notwendig, um eine Überschneidung des Transplantats mit dem Schädel und somit eine Verkantung der Knochen in der Empfängerregion zu vermeiden (Abbildung 73 D).

Beantwortung der Fragestellung: Die automatisiert berechneten, wissensbasierten Rekonstruktionsvorschläge werden als qualitativ hochwertige Transplantatplanungen für die Überbrückung von Unterkieferdefekten eingeschätzt. Bei komplexen Szenarien kann der Vorschlag zudem als hochwertiger Ausgangspunkt für einen interaktiven Prozess zur tiefergehenden Begutachtung, Neubewertung oder manuellen Feinjustierung angesehen werden. Verbesserungspotential wird vor allem in der Positionierung des Transplantats im Bereich des Kieferwinkels und den Segmentlängen im anterior gelegenen Bereich des Unterkiefers gesehen. Auch die Erweiterung um standardmäßig angebotene Monosegmentlösungen bei kurzstreckigen Unterkieferdefekten sollte berücksichtigt werden.

F 1.3 Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer virtuellen OP-Planung?

Bei der Untersuchung des zeitlichen Aufwands werden Arbeitsschritte betrachtet, welche unter direktem Einsatz des entwickelten OP-Planungssystem durchgeführt werden. Eine Auseinandersetzung mit, der virtuellen OP-Planung vorgeschalteten Aktivitäten, wie die Akquise der Bildsequenzen, die Zusammenführung der Planungsdaten oder die Segmentierung relevanter anatomischer Strukturen, sind nicht Teil der vorliegenden Arbeit. Folglich wird nicht der benötigte Gesamtaufwand für die Vorbereitung und Durchführung einer virtuellen OP-Planung abgeschätzt.

Die erfassten zeitlichen Aufwände für die Bearbeitung einzelner Planungsschritte im Workflow des realisierten OP-Planungssystems sind in Tabelle 10 aufgeführt. Eine Fallinitialisierung (inklusive Unterkieferspiegelung, Registrierung einer Oberkiefer- und einer Unterkieferreferenz) wurde in allen 21 Studienfällen vom Autor dieser Arbeit durchgeführt. Die erfasste mittlere Initialisierungsdauer beträgt über alle Studienfälle $5,36\ \pm\ 1,41\ Minuten$. Die nachfolgende Tumorresektion und Unterkieferrekonstruktion wurde von den Chirurg*innen mit einer durchschnittlichen Dauer von $12,01\ \pm\ 5,33\ Minuten$ geplant. Insgesamt lässt sich eine OP in ca. $15\ Minuten$ bis $20\ Minuten$ virtuell planen.

Differenziert betrachtet verwendeten die Chirurg*innen im Schnitt knapp die Hälfte der Zeit auf die Begutachtung und manuelle Anpassung der Rekonstruktionsvorschläge ($5,35\ \pm\ 2,42\ Minuten$). Die Planung der Tumorresektion beanspruchte im Mittel $3,15\ \pm\ 1,58\ Minuten$. Dabei konnten deutliche Unterschiede zwischen den Chirurg*innen festgestellt werden. So benötigte Chirurg*in 2 im Schnitt etwas weniger als $2\ Minuten$ für die Resektionsplanung ($1,57\ \pm\ 0,34\ Minuten$). Bei Chirurg*in 3 wurde hingegen ein Aufwand von $5,04\ \pm\ 1,36\ Minuten$ beobachtet.

Tabelle 10: Gemessene Zeiten (in Minuten) bei der virtuellen OP-Planung mit dem OP-Planungssystem.

Messzeitpunkt	Autor	Chirurg*in 1 (n=7)	Chirurg*in 2 (n=7)	Chirurg*in 3 (n=7)	Gesamt (n=21)
Initialisierung	5,36 ± 1,41	-	-	-	-
Initialisierung laden & begutachten	-	1,25 ± 0,40	1,18 ± 0,48	2,40 ± 1,41	01,48 ± 1,15
Resektionsplanung	-	2,42 ± 1,59	1,57 ± 0,34	5,04 ± 1,36	3,15 ± 1,58
Konfiguration der Rekonstruktionsberechnung	-	0,50 ± 0,40	0,59 ± 0,31	1,40 ± 2,11	1,10 ± 1,20
Berechnung Rekonstruktionsvorschläge	-	0,18 ± 0,16	0,16 ± 0,10	0,09 ± 0,04	0,15 ± 0,12
Begutachtung & Anpassung Rekonstruktionsvorschläge	-	5,25 ± 3,42	4,47 ± 1,59	6,33 ± 2,10	5,35 ± 2,42
Gesamt	-	10,41 ± 5,15	9,17 ± 2,36	16,06 ± 6,11	12,01 ± 5,33

Die Konfiguration der Rekonstruktionsberechnung lag bei allen Chirurg*innen konstant bei etwa einer Minute. Dabei wurde, neben der Auswahl der zu berechnenden Rekonstruktionsvarianten, lediglich das gewünschte Transplantatniveau angepasst (apikal: n = 3, zentral: n = 13, basal: n = 5). Für die weiteren Optimierungen wurde in allen Fällen die standardmäßige, ausgewogene Gewichtung der verschiedenen funktionellen und ästhetischen Aspekte beibehalten.

Für die Berechnung der Rekonstruktionsvorschläge wurde eine Dauer von $15 \pm 0,12\ Sekunden$ erfasst. Dabei ist zu beachten, dass die Dauer maßgeblich von der Anzahl an gewählten Rekonstruktionsvarianten und der Anzahl an Transplantatsegmenten für einen Fall abhängt. Die kürzeste Berechnungsdauer von $3\ Sekunden$ wurde entsprechend bei einer Berechnung mit lediglich einem Vorschlag (mit 2 Segmenten) erfasst. Die maximale Dauer liegt bei $50\ Sekunden$ und umfasst die Berechnung von vier Vorschlägen (mit zweimal 3 Segmenten und zweimal 4 Segmenten). Insgesamt wurden über alle 21 Studienfälle 31 Vorschläge berechnet. Pro Vorschlag wurden im Mittel $9 \pm 1,78\ Iterationen$ für die Transplantatoptimierung durchlaufen (Median: 10 Iterationen, Minimum: 4, Maximum: 10).

Beantwortung der Fragestellung: Der zeitliche Aufwand für die virtuelle OP-Planung liegt mit dem realisierten System konstant unter $20\ Minuten$. Die Studienfälle konnten somit zuverlässig effizient und ohne extreme Ausreißer geplant werden. Allerdings ist zu berücksichtigen, dass die hier gemessenen Zeiten keine aufwendigen vorbereitenden Schritte, wie bspw. die Segmentierung, berücksichtigen.

3.5.4 Erprobung der hybriden Plattenfertigung und der Generierung von Sägeschablonen

Aufbauend auf den virtuellen OP-Plänen (Abschnitt 3.5.3) beschäftigt sich dieser Abschnitt mit der Erprobung von Reko-Compass hinsichtlich der hybriden Vorbereitung von Standardplatten (Abschnitt 3.3) und der Generierung von Sägeschablonen (Abschnitt 3.4). Es werden folgende Fragestellungen untersucht:

- **F 2.1**: Wie gut eignet sich der Softwarebaustein für die Plattenregistrierung und Schraubendetektion?
- **F 2.2**: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer klinikinternen hybriden Plattenfertigung?
- **F 2.3**: Wie gut eignet sich der Softwarebaustein zur Generierung von Sägeschablonen?
- **F 2.4**: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand der Generierung einer Sägeschablone?

3.5.4.1 Vorbereitung und Durchführung der Erprobungen

Wie in Abschnitt 2.3.2 vorgesehen, werden die nachfolgend erzeugten Platten und Schablonen im weiteren Verlauf für die Operation der Studienfälle an Knochenmodellen (Abschnitt 3.5.5) verwendet. Dafür sieht das erarbeitete Evaluationskonzept die Vorbereitung von hybrid gefertigten Standardplatten und PSIs vor.

Die hier beschrieben Untersuchungen konzentrieren sich auf die Vorbereitung von Standardplatten mit Reko-Compass. Eine detaillierte Darstellung der Ergebnisse zur virtuellen PSI-Vorbereitung findet sich in der Masterarbeit von Jörns (Jörns 2022).

Die 21 Studienfälle werden in eine Gruppe 1 (Standardplatten) und eine Gruppe 2 (PSI) aufgeteilt. Dabei wird darauf geachtet, dass die Parameter (HCL-Klassifikation, Defektlokalisation (mittig, links- oder rechtslastig) sowie die Zahl an Segmenten) in beiden Gruppen möglichst gleich verteilt sind (Tabelle 11).

Tabelle 11: Verteilung der Studienfälle nach HCL-Klasse und betroffener Unterkieferseite bei Erprobung der Vorbereitung einer OP. Die Fälle sind anhand ihrer HCL-Klasse und Lokalisation gleichmäßig in Gruppe 1 (S = Standardplatte) und Gruppe 2 (PSI) aufgeteilt.

HCL-Klasse	Anzahl mittige Rekonstruktionen (S/PSI)	Anzahl linkslastige Rekonstruktionen (S/PSI)	Anzahl rechtslastige Rekonstruktionen (S/PSI)	Gesamt (S/PSI)
H	-	3/3	3/1	**6/4**
HCL	-	-	0/1	**0/1**
L	-	1/1	1/1	**2/2**
LC	-	1/1	1/1	**2/2**
LCL	1/1	-	-	**1/1**
Gesamt	1/1	5/5	5/4	**11/10**

Zur Untersuchung der Fragestellungen **F 2.1** und **F 2.2** werden somit elf Fälle betrachtet. Die Generierung von Knochensägeschablonen zur Evaluation der Fragen **F 2.3** und **F 2.4** erfolgt anhand aller 21 Studienfälle. Insgesamt nehmen an der Erprobung zwei Chirurg*innen teil. Die manuellen Anformungen der Standardplatten (Abschnitt 3.3.1.2) erfolgt durch eine*n Chirurg*in mit langjähriger Erfahrung in der rekonstruierenden MKG. Softwareseitige Untersuchungen der implementierten Plattenregistrierung (Abschnitt 3.3.3) und der Schablonengenerierung (Abschnitt 3.4.6) werden durch eine*n Chirurg*in mit Erfahrungen in der CAD/CAM-basierten Planung und additiven Fertigung von patientenspezifischen OP-Instrumenten durchgeführt.

Vorbereitung

Als Vorbereitung für die Erprobung der entwickelten Softwarelösungen zur Vorbereitung von Platten und Schablonen wird für elf Studienfälle (Tabelle 11) eine Standardplatte angeformt und digitalisiert.

Die benötigten Biegevorlagen werden, wie in Abschnitt 3.3.1.1 beschrieben, hausintern additiv gefertigt (3D-Drucker: *UltiMaker S5*, *Anycubic i3 Mega S*). Als Osteosyntheseplatten wird das am UKHD vorwiegend eingesetzte *ThreadLock TS 2.0* System von *KLS Martin* verwendet und unter Zuhilfenahme entsprechender Biege- und Schneideinstrumenten angeformt. Die Fixierung des Implantats an der Biegevorlage erfolgt über die in dieser Arbeit entworfenen Markierungsstifte (Abschnitt 3.3.1.2).

Die Digitalisierungen der elf hybrid gefertigten Platten werden anschließend vom Autor dieser Arbeit durchgeführt. Wie in Abschnitt 3.3.3.1 erläutert, erfolgt die Oberflächenabtastung durch den Streifenprojektionsscanners *EinScan-SP* der Firma *Shining 3D* und unter Verwendung eines Mattierungssprays.

Ablauf einer Evaluationssitzung

Der vorgesehene Ablauf zur Evaluation des entwickelten Softwarebausteins für die Plattenregistrierung und Schablonengenerierung ist in Abbildung 74 dargestellt.

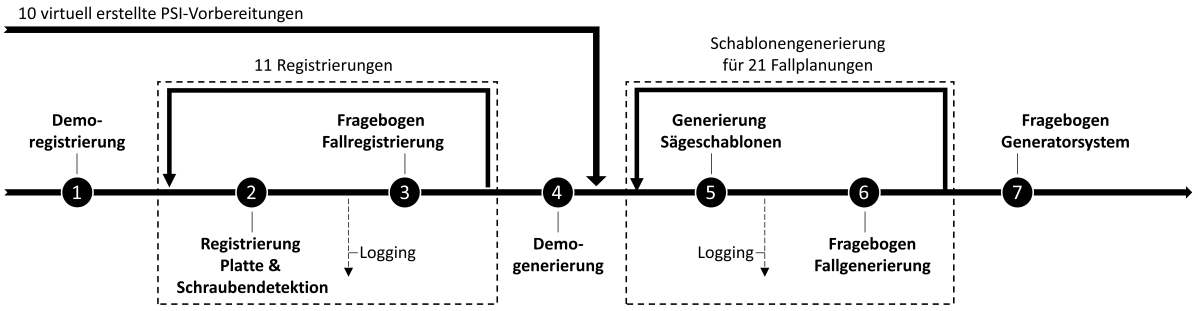


Abbildung 74: Ablauf zur Erprobung der Plattenregistrierung und Schablonengenerierung. Das Vorgehen unterteilt sich in die Registrierung der elf hybrid gefertigten und 3D-gescannten Standardplatten (Schritte 2 bis 3) und die Evaluation der Generierung von Sägeschablonen für die 21 Studienfälle (Schritte 5 bis 7). Relevante Evaluationsparameter (Zeitmessungen, Fehlermaße) werden vom System protokolliert (Logging). Quelle: Eigene Darstellung

Anhand eines Übungsfalls (nicht Teil der Evaluationsfälle) wird der*die Chirurg*in in Schritt 1 in den implementierten Registrierungsbaustein eingeführt. Die elf Studienfällen mit hybrid gefertigten Platten werden in den Schritten 2 bis 3 erprobt. Qualitative Merkmale werden für jeden Fall über einen Fragebogen erhoben (Schritt 3) und zusätzliche Registrierungsfehlermaße sowie Zeitmessungen vom System protokolliert.

In den Schritten 4 bis 7 wird die Schablonengenerierung erprobt. Um sich mit dem Systembaustein vertraut zu machen, wird eine Schablone exemplarisch generiert (Schritt 4). Danach werden auf Basis der virtuellen OP-Planungen und Platteninformationen die Sägeschablonen für alle 21 Studienfälle berechnet (Schritt 5). Die Qualität der generierten Schablonen wird pro Fall über einen Fragebogen erhoben (Schritt 6). Detaillierte Zeitmessungen werden vom System erfasst. Der Funktionsumfang und die Bedienbarkeit wird durch die*den Chirurg*in nach Erprobung aller Fälle beurteilt (Schritt 7).

3.5.4.2 Erprobungsergebnisse zur OP-Vorbereitung

Im Folgenden werden die Ergebnisse für die Erprobung der hybriden Plattenfertigung und Generierung von Knochensägeschablonen beschrieben.

F 2.1: Wie gut eignet sich der Softwarebaustein für die Plattenregistrierung und Schraubendetektion?

Für die Integration einer Standardplatte in den computerassistierten Workflow von Reko-Compass muss der entwickelte Systembaustein eine einfach zu bedienende Benutzungsschnittstelle für die zuverlässige und hochpräzise Überlagerung einer 3D-gescannten Platte mit dem virtuellen OP-Plan bieten. Zur Beantwortung der Forschungsfrage wird anhand der elf betrachteten Studienfälle die Bedienbarkeit (SUS) und der bereitgestellte Funktionsumfang ausgewertet sowie die Registrierungsgenauigkeit des implementierten Registrierungsverfahrens untersucht.

Die Bedienbarkeit wurde als *exzellent* (SUS $\geq$ 85) angesehen. Der Funktionsumfang der Registrierung entspricht den Erwartungen an ein solches System. Für eine zusätzliche Unterstützung während der Registrierung wurde eine vergrößerte sowie farblich stärker abgehobene Darstellung der erfassten Halbkugellandmarken angeregt. Zudem wurde eine synchrone Manipulation (Zoom, Rotation und Verschiebung) der 3D-Ansichten des 3D-Scans und des virtuellen OP-Plans vorgeschlagen. Durch eine synchrone Einstellung des Blickwinkels in beiden Szenen könnte die Markierung von Landmarken aktiv unterstützt und zügiger durchgeführt werden.

Tabelle 12: Genauigkeiten bei der Registrierung von Standardplatten und den virtuellen OP-Plänen. Die Registrierungsgenauigkeit ist über die Fehlermaße Fiducial Registration Error (FRE), Root Mean Square Error (RMSE) und Target Registration Error (TRE) angegeben.

Fall ID	FRE (mm)	RMSE (mm)	TRE (mm)	Anzahl TRE-Punkte	Verwendete Registrierung
Fall 1	0,27	0,38	0,07 ± 0,01	4	Oberflächenbasiert
Fall 2	0,34	0,45	0,08 ± 0,01	4	Landmarkenbasiert
Fall 3	0,34	0,28	0,09 ± 0,01	4	Landmarkenbasiert
Fall 4	0,25	0,35	0,06 ± 0,01	4	Landmarkenbasiert
Fall 5	0,56	0,48	0,13 ± 0,02	6	Landmarkenbasiert
Fall 6	0,37	0,34	0,09 ± 0,01	6	Landmarkenbasiert
Fall 9	0,25	0,22	0,06 ± 0,01	5	Landmarkenbasiert
Fall 12	0,22	0,27	0,05 ± 0,01	5	Landmarkenbasiert
Fall 17	0,22	0,18	0,05 ± 0,01	4	Landmarkenbasiert
Fall 20	0,54	0,31	0,16 ± 0,01	4	Landmarkenbasiert
Fall 21	0,20	0,18	0,05 ± 0,01	5	Landmarkenbasiert
Gesamt	0,32 ± 0,13	0,31 ± 0,1	0,08 ± 0,04	51	

Eine akkurate Überlagerung beider Szenen konnte für alle Studienfälle erzielt werden (Tabelle 12). Die mittleren Fehlermaße (TRE < $0,1\ mm$, FRE < $0,35\ mm$ und ein RMSE an den Fehlermesspunkten von ca. $0,3\ mm$) deuten dabei auf eine hochpräzise Registrierung beider Szenen hin. In zehn der elf Fälle wurde das Ergebnis der landmarkenbasierten Registrierung verwendet. In einem Fall (Klasse L, 1 Segment) wurde, nach visueller Kontrolle und trotz niedrigen Fehlermaßen bei der landmarkenbasierten Registrierung, auf die oberflächenbasierte Registrierung zurückgegriffen.

Eine akkurate Detektion der Markierungsstifte konnte nach visuellem Abgleich der berechneten Schraubenorientierungen mit dem 3D-gescannten Markierungsstift in allen elf Fällen erzielt werden.

Beantwortung der Fragestellung: Der entwickelte Systembaustein ermöglicht die zuverlässige Einbettung einer Standardplatte in den Workflow von Reko-Compass. Die Bedienbarkeit wird als *exzellent* angesehen. Verbesserungspotential wird bei der aktiven Unterstützung der Bedienenden während der Registrierung gesehen. Des Weiteren gilt es zu analysieren, warum, trotz niedriger Registrierungsfeler, eine oberflächenbasierte Nachregistrierung in einem Studienfall notwendig war. Als zusätzliches Fehlermaß könnten ggf. lokale Oberflächenabweichungen berechnet und eine ICP-basierte Nachregistrierung automatisiert durchgeführt werden.

F 2.2: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer klinikinternen hybriden Plattenfertigung?

Der zeitliche Gesamtaufwand für die hybride Plattenfertigung ist von verschiedenen Einflussfaktoren abhängig: (1) Dauer des 3D-Drucks zur Fertigung einer Biegevorlage, (2) manuelle Anformung der Standardplatte, (3) 3D-Scan der Platteninformationen sowie (4) die Registrierung mit dem virtuellen OP-Plan. Nachfolgend werden insbesondere jene Aktivitäten betrachtet, für welche Lösungsansätze in dieser Arbeit erarbeitet wurden. Der Schwerpunkt liegt somit auf der Untersuchung der Dauer für die Digitalisierung und Übertragung der Platteninformationen auf den virtuellen OP-Plan.

Über alle elf Studienfälle wurde eine Dauer von $21,39 \pm 11,36\ Minuten$ für die Anformung und Kodierung der Platten mit den Markierungsstiften beobachtet (Tabelle 13). Abhängig von der Fallkomplexität weisen die benötigten Zeiten eine starke Varianz von $8,54\ Minuten$ (Minimum) bis $49,21\ Minuten$ (Maximum) auf.

Die Platteninformationen wurden über den 3D-Scan konstant in $54,40 \pm 6,24\ Minuten$ digitalisiert (Tabelle 13). Dabei ist zu berücksichtigen, dass ein Großteil der Zeit auf die automatisiert ablaufende Abtastung des Objektes durch den 3D-Scanner entfällt. Eine aktive Interaktion durch die Benutzenden ist lediglich bei Neupositionierung des Objektes notwendig. Für eine optimale Benutzung sind vom Hersteller zudem PC-Spezifikationen mit einem RAM > 16 GB und ein dedizierter GPU-Speicher > 2 GB gefordert.

Tabelle 13: Gemessene Zeiten (in Minuten) für die hybride Fertigung von Standardplatten. Die Auflistung untergliedert sich in die Anformung, Digitalisierung und Registrierung der Platten.

Messzeitpunkt	Alle Studienfälle (n=11)
Anformung Platte	21,39 ± 11,36
3D-Scan	54,40 ± 6,24
Registrierung	6,01 ± 1,59
Detektion Markierungsstifte	1,05 ± 0,18
Gesamtdauer Registrierung & Detektion	7,06 ± 2,05

Für die Registrierung der Platte und Detektion der Markierungsstifte konnte ein mittlerer Zeitaufwand von $7,06 \pm 2,05\ Minuten$ gemessen werden. Der überwiegende Anteil der benötigten $6,01 \pm 1,59\ Minuten$ für die Registrierung entfällt auf die manuelle Markierung der Halbkugellandmarken. Die Detektion der Markierungsstifte konnte zuverlässig in ca. einer Minute pro Fall durchgeführt werden.

Beantwortung der Fragestellung: Eine Übertragung der 3D-gescannten Plateninformationen auf den OP-Plan kann mit der entwickelten Softwarelösung effizient in unter $10\ Minuten$ realisiert werden. Allerdings ist zu beachten, dass bei einer hybriden Plattenfertigung der überwiegende zeitliche Aufwand auf die Anformung und Digitalisierung der Platten entfällt. Weiterführend Betrachtungen zu dieser Problemstellung finden sich in Kapitel 4.

F 2.3: Wie gut eignet sich der Softwarebaustein zur Generierung von Sägeschablonen?

Um die Eignung zu überprüfen, wird die Bedienbarkeit und der Funktionsumfang für die Schablonengenerierung untersucht. Darüber hinaus wird die zuverlässige Erstellung von Schablonen für den Unterkiefer (n = 31) und die Fibula (n = 21) erprobt und eventuelle Auffälligkeiten werden systematisch erfasst. Die Gebrauchstauglichkeit kann erst während der Operation der Knochenmodelle beurteilt werden.

Die Bedienbarkeit des Systembausteins zur Schablonengenerierung wurde (mit einem SUS von $87,5$) als *exzellent* bewertet. Der Funktionsumfang wurde als geeignet angesehen. Zusätzlich angeregte Funktionalitäten betreffen überwiegend die Konfiguration einer Sägeschablone:

- **Position der Unterkieferschablone**: Für die Positionierung der Sägeführung in der Empfängerregion wurde eine zusätzliche Konfigurationsmöglichkeit zur freien Bewegung der Schnittführung entlang des virtuell geplanten Resektionsschnittes angeregt. Hintergrund dieser Überlegung ist die zuverlässige Berechnung einer optimalen Auflagefläche für die Knochensäge (Abbildung 76 A).
- **Höhe der Unterkieferschablone**: Bei der manuellen Einstellung der Schablonenhöhe wurde die visuelle Hervorhebung der von einer Anpassung betroffenen Schablonenabschnitte angeregt.
- **Umfassung der Fibula**: Während der Erprobung des Systems wurde die Umfassung der Fibula durch die Schablone jeweils in der axialen Schichtbildprojektion überprüft. Durch schichtweise Validierung konnten unerwünschte Umfassungen eliminiert werden. Für eine ideale Unterstützung wurde eine spezielle Schichtbildprojektion entlang der Schaftachse der Fibula vorgeschlagen.
- **Rotation der Fibulaschablone**: Bei langstreckigen Sägeschablonen wurde eine Rotation der Schablonengrundform pro Segment angeregt. Durch die individuelle Ausrichtung könnte für jedes Segment eine maximale Umfassung des Knochens durch die Schablone sichergestellt werden. Folglich lässt sich

die intraoperative Passgenauigkeit und Positionierbarkeit der Schablone darüber erhöhen. Die Schablone würde sich somit aus einzelnen, zueinander rotierten Abschnitten zusammensetzen.

Für die Erprobung einer zuverlässigen Schablonengenerierung wurden anhand der 21 Studienfälle unterschiedlich komplexe Szenarien mit dem implementierten Systembaustein untersucht. Dabei haben verschiedene Größen wie die Anzahl an Säge- und Bohrführungen oder die Anzahl an Transplantatsegmenten einen maßgeblichen Einfluss auf das Generierungsergebnis.

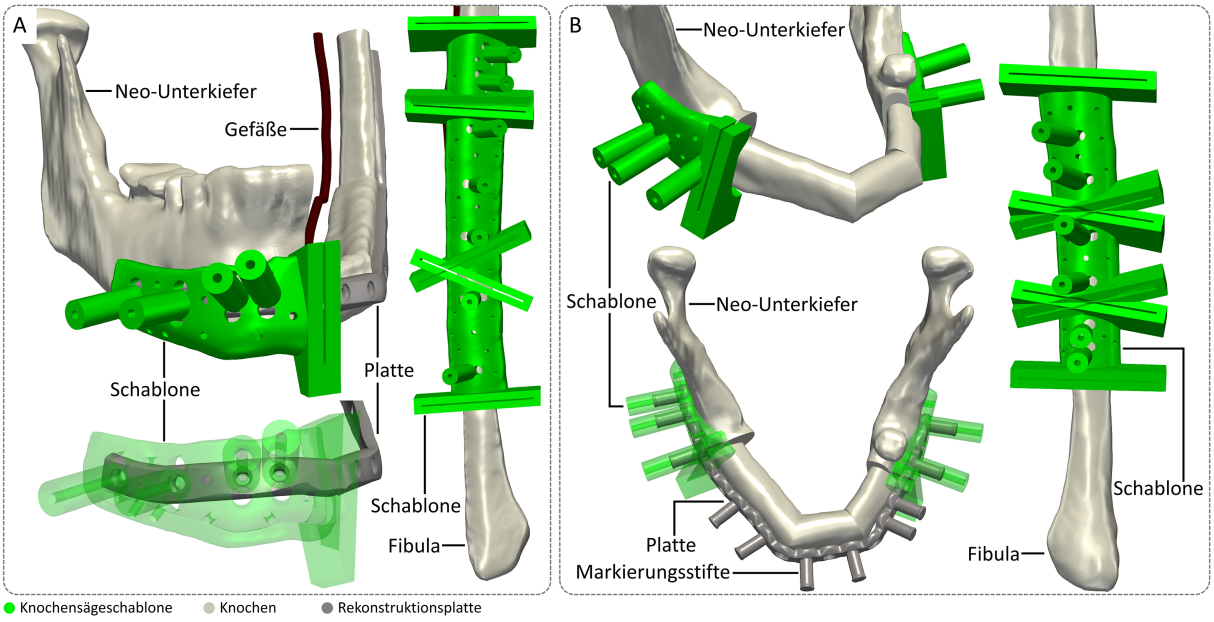


Abbildung 75: Ergebnis der Erprobung zur Schablonengenerierung. **A**: Schablonen (Grün) und Platte (Silber) für einen Studienfall der Klasse H. Die Bohrführungen ergänzen sich passgenau mit den virtuell geplanten Schraubenlöchern des PSIs. **B**: Schablonen (Grün) und Standardplatte (Silber) für einen Studienfall der Klasse LCL. Die Bohrführungen ergänzen sich passgenau mit den Markierungsstiften der Platte. Quelle: Eigene Darstellung

Bei der Erprobung konnten für alle Fälle (auf Basis der OP-Planungen und Schraubeninformationen) die Schablonen für den Unterkiefer und die Fibula erfolgreich und zufriedenstellend generiert werden (Abbildung 75). Einzelne Auffälligkeiten traten lediglich in drei Studienfällen bei der Erstellung einer Unterkieferschablone auf (n = Anzahl Nennungen):

- **Positionierung Sägeführung (n = 1)**: Wie zuvor bereits erwähnt, hat eine zu weit medial positionierte Sägeführung eine geringe Auflagefläche für die oszillierenden Säge bei der Osteotomie des Unterkiefers zur Folge (Abbildung 76 A). Als möglicher Lösungsansatz könnte die Positionierung manuell konfigurierbar gestaltet werden.
- **Verschluss Sägeführung (n = 1)**: Aufgrund der vorgesehenen Verschraubung in unmittelbarer Nähe zur geplanten Osteotomie entstand ein teilweiser Verschluss der Säge- durch eine Bohrführung (Abbildung 76 B). Präventiv kann für diese Problematik eine zusätzliche Durchtrennung der Bohrführung entlang des virtuell geplanten Schnittes berechnet werden.
- **Auflagefläche Schablone (n = 1)**: In einem Fall wurde eine nicht durchgängige Auflage der Schablonen-innenseite auf der Außenseite des Unterkieferknochens festgestellt (Abbildung 76 C). Zurückzuführen ist die entstandene Lücke auf die manuell konfigurierte und, in diesem Fall, zu knapp bemessene Umfassung des Knochens. Um eine passgenaue Auflage zu gewährleisten, sollten entstehende Lücken vom System zukünftig erkannt und direkt darauf hingewiesen bzw. unterbunden werden.

Für die Verwendung der Schablonen zur Operation der Knochenmodelle (Abschnitt 3.5.5) wurden die Defizite in der Schablonengenerierung eingehend von der*dem evaluierenden Chirurg*in begutachtet. Der Einfluss auf die zu erwartende Umsetzungsgenauigkeit einer Rekonstruktion wurde in allen drei Fälle als geringfügig/akzeptabel eingestuft.

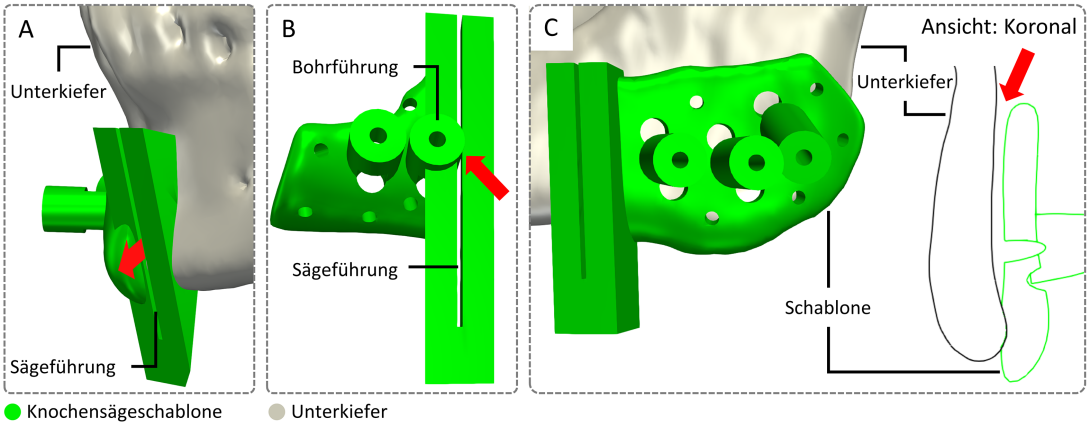


Abbildung 76: Auffälligkeiten bei der Generierung von Sägeschablonen. **A**: Die Sägeführung weist eine zu geringe Führungsfläche auf und ist weiter lateral (roter Pfeil) zu positionieren **B**: Überschneidung (roter Pfeil) der rechten Bohrführung mit der Sägeführung. **C**: Keine durchgängige Auflagefläche (roter Pfeil) der Schablone (Grün) auf der Knochenaußenseite. Quelle: Eigene Darstellung

Beantwortung der Fragestellung: Die realisierte Schablonengenerierung ermöglicht die verlässliche Erzeugung von geeigneten Sägeschablonen für den Unterkiefer und die Fibula. Der Systembaustein ist einfach zu bedienen. Erweiterungen des Funktionsumfangs werden hauptsächlich zur intuitiven Unterstützung bei der Konfiguration einer Schablone vorgeschlagen. Die Defizit zeigen sich darin, dass eine ungenügende Knochenumfassung oder die Auflagefläche einer Schablone nicht von der Software erkannt werden. Auch fehlerbehaftete Generierungen, wie verschlossene Sägeführungen, sollten zukünftig erkannt und vermieden werden.

F 2.4: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand der Generierung einer Sägeschablone?

Die benötigte Dauer einer Schablonengenerierung wird für den Unterkiefer (n = 31) und die Fibula (n = 21) getrennt betrachtet (Tabelle 14). Die erfassten Zeiten unterteilen sich in die manuelle Konfiguration der Schablonenform, die Generierung der Grundform und Bohrführungen sowie die manuelle Positionierung und Berechnung von Fixierungslöchern.

Tabelle 14: Gemessene Zeiten (in Minuten) für die Generierung von Knochensägeschablonen. Die Messungen sind unterteilt in die Generierung einer Sägeschablone für den Unterkiefer (n = 31) und die Fibula (n = 21).

Messzeitpunkt	Unterkieferschablone (n=31)	Fibulaschablone (n=21)
Konfiguration	1,31 ± 0,38	2,13 ± 1,07
Generierung Grundform & Bohrführung	1,06 ± 0,21	1,17 ± 0,23
Positionierung Fixierungslöcher	0,35 ± 0,15	1,00 ± 0,42
Gesamt	3,12 ± 0,53	4,29 ± 1,44

Für die Generierung einer Sägeschablone des Unterkiefers wurde eine durchschnittliche Erstellungsdauer von $3,12 \pm 0,53\ Minuten$ erfasst. Die Erzeugung einer Schablone zur Entnahme der Transplantatsegmente aus der Fibula liegt mit $4,29 \pm 1,44\ Minuten$ gut eine Minute darüber.

Etwa die Hälfte der benötigten Zeit entfällt auf die manuelle Konfiguration einer Schablone (Unterkieferschablone: $1,31 \pm 0,38\ Minuten$ und Fibulaschablone: $2,13 \pm 1,07\ Minuten$). Der beobachtete Mehraufwand bei der Parametrierung einer Fibulaschablone lässt sich hauptsächlich mit der, teils diffizilen Überprüfung möglicher Umfassungen des Knochens durch die Schablonengrundform erklären.

Die nachfolgenden automatisierten Berechnungen der Grundform und Bohrführungen konnten sowohl für die Unterkiefer- als auch Fibulaschablonen stabil, in etwas mehr als einer Minute durchgeführt werden. Leichte Unterschiede zeigen sich bei der Positionierung und Berechnung der Fixierungslöcher (Unterkieferschablone: $0,35 \pm 0,15\ Minuten$ und Fibulaschablone: $1,00 \pm 0,42\ Minute$). Zurückzuführen sind diese Diskrepanzen auf die höhere Anzahl an Löchern auf der Fibulaschablone (Abbildung 75).

Beantwortung der Fragestellung: Die Generierung einer Knochensägeschablone kann auf Basis der virtuellen OP-Planungsergebnisse und Platteninformationen in weniger als $5\ Minuten$ schnell und zuverlässig durchgeführt werden. Verbesserungen könnten vor allem durch eine effizientere Konfiguration und Positionierung von Fixierungslöcher erzielt werden.

3.5.5 Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit durch Operation an Knochenmodellen

In dieser Erprobung wird die Umsetzung der 21 virtuell geplanten Unterkieferrekonstruktionen aus Abschnitt 3.5.3 mit Hilfe der gefertigten Platten und Schablonen (Abschnitt 3.5.4) durch die Operation von Knochenmodellen untersucht. Dabei stehen die intraoperative Gebrauchstauglichkeit der Platten und Schablonen sowie die postoperative Umsetzungsgenauigkeit einer Rekonstruktion unter Laborbedingungen im Mittelpunkt.

Für Rekonstruktionen inklusive des Kiefergelenks (bspw. Klasse H) werden die Operationen unter Zuhilfenahme des entwickelten Navigationssystems von Reko-Compass (Blumenstock 2021) durchgeführt. Wie im methodischen Vorgehen zu der vorliegenden Arbeit motiviert (Abschnitt 2.2.3), stellt das Navigationssystem eine zusätzliche intraoperative Assistenz bei der erschwerten Positionierung von freistehenden Transplantatenden bereit. Durch knochenfixierbare Sensoren können einzelnen Knochensegmente präzise getrackt und die Position und Lage des Transplantats sowie des Rest-UK kontinuierlich und in Echtzeit mit dem virtuellen OP-Plan abgeglichen werden. Die Bewertung der Umsetzungsgenauigkeiten durch Operationen der Knochenmodelle kann somit unter Einsatz aller Systembausteine von Reko-Compass erprobt werden.

Für die Operationen an den Knochenmodellen wird die Beantwortung der folgenden Fragestellungen verfolgt:

- **F 3.1**: Wie gut ist die Gebrauchstauglichkeit der generierten Sägeschablonen?
- **F 3.2**: Wie gut kann das Transplantat in den Unterkieferdefekt eingepasst werden?
- **F 3.3**: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer Operation am Knochenmodell?
- **F 3.4**: Wie genau lässt sich eine OP-Planung unter Laborbedingungen umsetzen?

3.5.5.1 Vorbereitung und Durchführung der Operation an Knochenmodellen

An den Operationen nehmen zwei Chirurg*innen der MKG teil. Dabei werden die Fälle anhand der Komplexität (Zahl an Segmenten) und nach der Aufteilung in navigierte/nicht navigierte Studienfällen möglichst gleichmäßig auf die beiden Studienteilnehmer*innen aufgeteilt (Tabelle 15).

Vorbereitung

Für die Operation der Knochenmodelle werden verschiedene Vorbereitungen für die 21 Studienfälle getroffen. Dabei werden die Schädel auf relevante knöcherne Strukturen begrenzt und mit Hilfe der Grafiksuite *Blender* superior (über den Augenhöhlen) sowie posterior (hinter dem knöchernen Gehörgang) abgeschnitten. Da der Unterkiefer keine knöcherne Verbindung zum restlichen Schädelknochen aufweist, werden die Knochenmodelle zusätzlich mit zylinderförmigen Steckverbindungen versehen. Dadurch kann eine korrekte Kieferrelation nach dem 3D-Druck sichergestellt werden. Damit die Verbindungen auch nach Resektion Bestand haben, erfolgt die Modellierung im Bereich des geplanten Rest-UK (Abbildung 77).

Die Umsetzungsgenauigkeit einer Rekonstruktion wird durch den Abgleich von Messpunkten zwischen der virtuellen OP-Planung und dem operierten Unterkiefermodell quantifiziert (Abschnitt 3.3). Vorbereitend werden künstliche Landmarken (Halbkugeln) auf dem virtuell geplanten Neo-Unterkiefer (OP-Planungsergebnis) positioniert. Für die Operation der Knochenmodelle werden die Halbkugeln auf die additiv zu fertigenden Oberflächenmodelle des Unterkiefers und der Fibula übertragen (Abbildung 77).

Tabelle 15: Aufteilung der Studienfälle auf die Chirurg*innen für die Operation der Knochenmodelle. Die Fälle sind nach ihrer HCL-Klasse sortiert und unterteilen sich weiter in eine *navigierte* (N) und eine *nicht navigierte* (NN) Gruppe sowie in Fälle mit Standardplatte (S) und PSI (PSI).

HCL-Klasse	Chirurg*in 1		Chirurg*in 2		Gesamt	
	N/NN	S/PSI	N/NN	S/PSI	N/NN	S/PSI
H	4/0	3/1	6/0	3/3	10/0	6/4
HCL	1/0	0/1	0/0	0/0	1/0	0/1
L	0/3	1/2	0/1	1/0	0/4	2/2
LC	0/3	1/2	0/1	1/0	0/4	2/2
LCL	0/1	0/1	0/1	1/0	0/2	1/1
Gesamt	**5/7**	**5/7**	**6/3**	**6/3**	**11/10**	**11/10**

Damit eine Aussage über Form und Lage des umgesetzten Transplantats anhand der Halbkugeln getroffen werden kann, muss sichergestellt werden, dass die geplante mit der tatsächlichen Entnahmeposition der Segmente aus der Fibula übereinstimmt. Aufgrund der röhrenförmigen Anatomie der Fibula spielt die Schablonenposition eine untergeordnete Rolle für Form und Lage des Transplantats. Darüber hinaus kann bei einem Eingriff an Patient*innen eine abweichende Positionierung sogar zwingend notwendig werden. Bspw. wird die Lage von blutversorgenden Perforatoren einer Hautinsel i.d.R. erst intraoperativ ersichtlich. Die Schablone wird dann, ggf. abweichend vom OP-Plan, weiter distal/proximal positioniert, so dass die am Knochen fixierte Hautinsel mit den blutversorgenden Perforatren bestmöglich entnommen werden kann. Im Rahmen der hier durchgeführten Modelloperationen hätte eine distale/proximale Verschiebung jedoch direkten Einfluss auf die gemessene Umsetzungsgenauigkeit. Dabei gilt: Je größer die Verschiebung, desto größer der gemessene Fehler (RMS-Differenz) zwischen den Halbkugeln. Selbst bei Rekonstruktionen mit optimaler Transplantatform und -lage wäre die gemessene Umsetzungsgenauigkeit auf Basis korrespondierender Halbkugeln somit ungenau. Entsprechend wird eine Markierung für die Positionierung der Sägeschablone eingeprägt, so dass an den vorgesehenen Stellen osteotomiert werden kann (Abbildung 77). Folglich kann der als gering einzustufende Einfluss der Schablonenposition auf das Umsetzungsergebnis nicht untersucht werden.

Für jeden Studienfall werden abschließend die Knochenmodelle des Schädels, des Unterkiefers und der Fibula mittels FDM-Drucktechnologie (*UltiMaker S5*, *Anycubic i3 Mega S*) und die geplanten Knochensägeschablonen über ein DLP-Verfahren (*Anycubic Photon Mono X*) additiv gefertigt. Zusätzlich erfolgt für die zehn Fälle der PSI-Gruppe (Abschnitt 3.5.4) die Fertigung des virtuell geplanten PSI via DLP-Technologie.

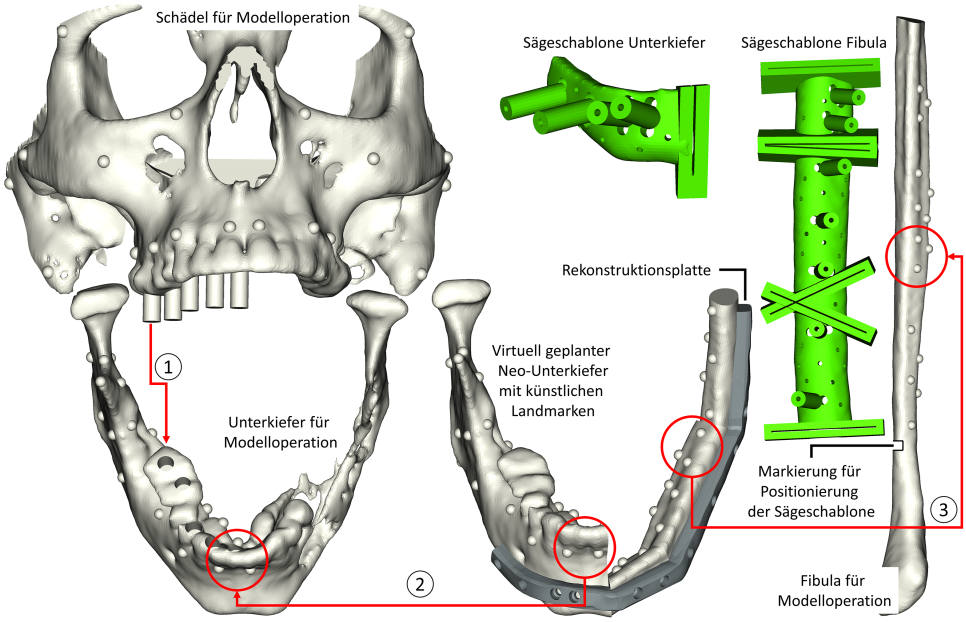


Abbildung 77: Vorbereitung der Studienfälle für die Operation am Knochenmodell. Für die korrekte Kieferrelation werden am Schädel und Unterkiefer Steckverbindungen (1) angebracht. Zudem werden künstliche Landmarken (Halbkugeln) auf dem virtuell geplanten Neo-Unterkiefer positioniert und auf den Unterkiefer (2) und die Fibula (3) übertragen. Auf der Fibula wird zusätzlich eine Markierung für die geplante Schablonenposition eingeprägt. Quelle: Eigene Darstellung

OP-Instrumentarium und Experimentaufbau

Nach Vorbereitung liegen für jeden Studienfall die Knochenmodelle, Platten und Sägeschablonen vor. Eine Operation am Knochenmodell wird so realitätsnah wie möglich mit Hilfe der gängigen OP-Instrumente (Haltezangen, Schraubendreher, Fixierungsschrauben, etc.) durchgeführt. Analog zu einem Eingriff an Patient*innen wird ein wassergekühltes Multifunktionswerkzeug für die Osteotomien und Bohrungen verwendet. Dadurch kann, im Falle der 3D-gedruckten Modelle, einem Schmelzen des Kunststoffs aufgrund von Reibungswärme vorgebeugt werden (Abbildung 78 A).

Der Experimentaufbau unterscheidet sich für navigierte und nicht navigierte Operationen. Nicht navigierte Studienfälle werden in einer realitätsnahen Umgebung in einem Operationssaal der MKG durchgeführt. Das verwendete OP-Instrumentarium befindet sich auf einem Beistelltisch, außerhalb des Operationsfelds. Für die Verwendung des Multifunktionswerkzeugs wird ein Wasserauffangbecken unterhalb der Knochenmodelle platziert.

Aus logistischen Gründen werden die navigationsgestützten Modelloperation am Institut für Medizinische Informatik (IMI) durchgeführt. Die Trackingtechnologie und das Navigationssystem können somit unter Laborbedingungen betrieben werden, ohne dass das gesamte Setup in einen Operationssaal eingebracht werden muss. Der Versuchsaufbau (Abbildung 78 B) orientiert sich an vorangegangenen Arbeiten aus der Arbeitsgruppe zu elektromagnetischem Tracking in der MKG (Kallus 2018; Nova 2018). Mögliche Störquellen (bspw. Stromkabel) werden während den Messungen aus dem Messvolumen entfernt. Die verwendeten OP-Instrumente, Platten und Schrauben haben keinen negativen Einfluss auf die Messgenauigkeit.

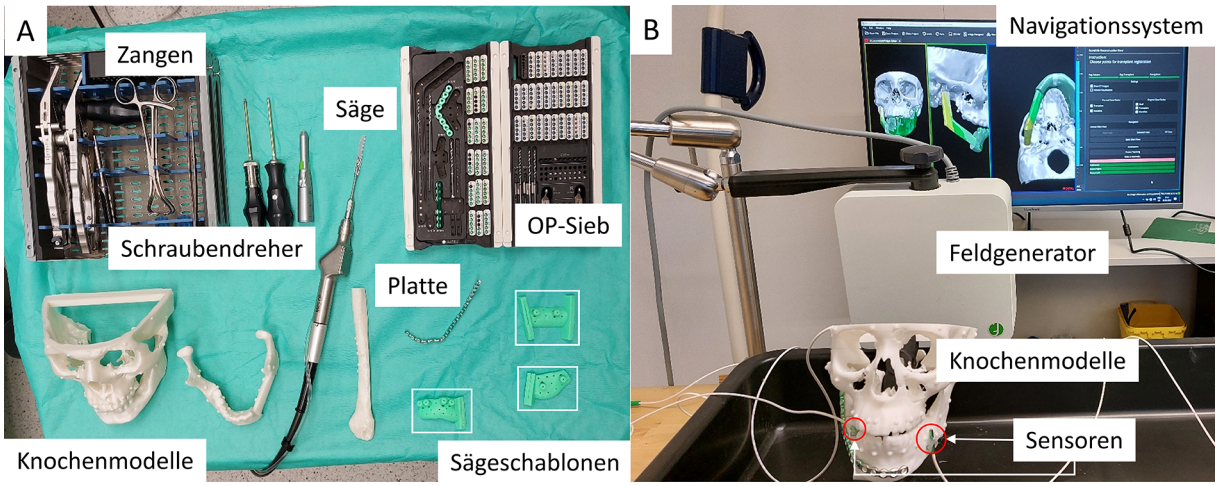


Abbildung 78: OP-Instrumentarium und Experimentaufbau. **A**: OP-Instrumentarium für die Durchführung einer Operation am Knochenmodell. **B**: Experimentaufbau für die navigationsgestützte Unterkieferrekonstruktion. Quelle: Eigene Darstellung

Ablauf einer Evaluationssitzung

Eine Operation an additiv gefertigten Knochenmodellen orientiert sich am Vorgehen eines realen Eingriffs an Patient*innen (Abbildung 79). Alle Fälle werden unter der technischen Assistenz des Autors dieser Arbeit von Chirurg*innen durchgeführt und Bearbeitungszeiten werden manuell erhoben.

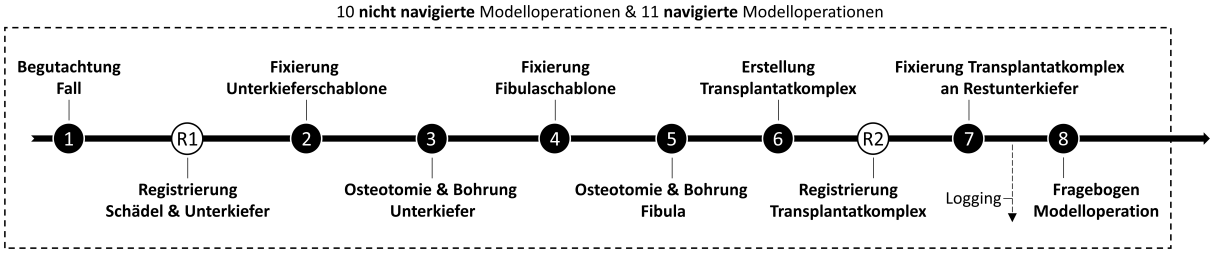


Abbildung 79: Ablauf einer Operation am Knochenmodell. Der Ablauf besteht aus acht Arbeitsschritten (1 bis 8). Zusätzlich werden bei Einsatz des Navigationssystems eine Initialregistrierung (R1) und Registrierung des Transplantats (R2) durchgeführt. Fehlerwerte bei der Registrierung werden vom System automatisch protokolliert (Logging). Quelle: Eigene Darstellung

Beginnend mit der Begutachtung der Knochenmodelle, Platte und Sägeschablonen verschaffen sich die Chirurg*innen einen Überblick über die Operation (Schritt 1).

Bevor bei navigierten Studienfällen mit der Resektion am Unterkiefer begonnen werden kann, erfolgt eine Initialregistrierung (Schritt R1). Am Schädel- und Unterkiefer werden hierzu Sensoren angebracht. Die Registrierung wird so oft wiederholt, bis der berechnete Fehlerwert unter dem definierten Akzeptanzniveau ($\text{TRE} \leq 0,1\ mm$) liegt.

Danach werden die Schablonen für die Tumorresektion am Unterkiefer fixiert (Schritt 2) und die Osteotomien und Bohrungen durchgeführt (Schritt 3) (Abbildung 80 A-C). Analog zum Unterkiefer werden in den Schritten 4 und 5 die Segmente aus der Fibula entnommen und in Schritt 6 zu einem Transplantatkomplex (Platte und fixierte Segmente) zusammengeführt (Abbildung 80 D-G).

Für navigierte Studienfälle wird ein Sensor am Transplantat fixiert. Mit Hilfe eines *Pointer-Instruments* werden Landmarken auf der Knochenoberfläche akquiriert und die Registrierung mit dem virtuellen OP-

Plan berechnet (Schritt R2). Das Akzeptanzniveau liegt, analog zur Initialregistrierung (Schritt R1), bei einem TRE $\leq 0,1\ mm$.

Das Einbringen des Transplantatkomplexes in den Unterkieferdefekt und die Verschraubung am Rest-UK erfolgt in Schritt 7 (Abbildung 80 H). Das OP-Ergebnis wird von den Chirurg*innen hinsichtlich relevanter Aspekten beurteilt und ggf. angepasst (bspw. Nachbiegung der Platte). Im Falle einer navigierten Modelloperation erfolgt die Transplantateinbringung unter Zuhilfenahme der intraoperativen Assistenzkomponente. Qualitative und quantitative Merkmale werden abschließend über einen fallspezifischen Fragebogen erhoben (Schritt 8).

Auswertung

Für die postoperative Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit im Vergleich zum virtuellen OP-Plan wird pro Studienfall ein DVT angefertigt. Die Segmentierung des Neo-Unterkiefers in den DVT-Bilddaten erfolgt unter Zuhilfenahme der kommerziellen Software *Mimics* von *Materialise*. Die Umsetzungsgenauigkeit wird, wie in Abschnitt 3.3 beschrieben, mit Hilfe des implementierten Evaluationsbausteins ausgewertet.

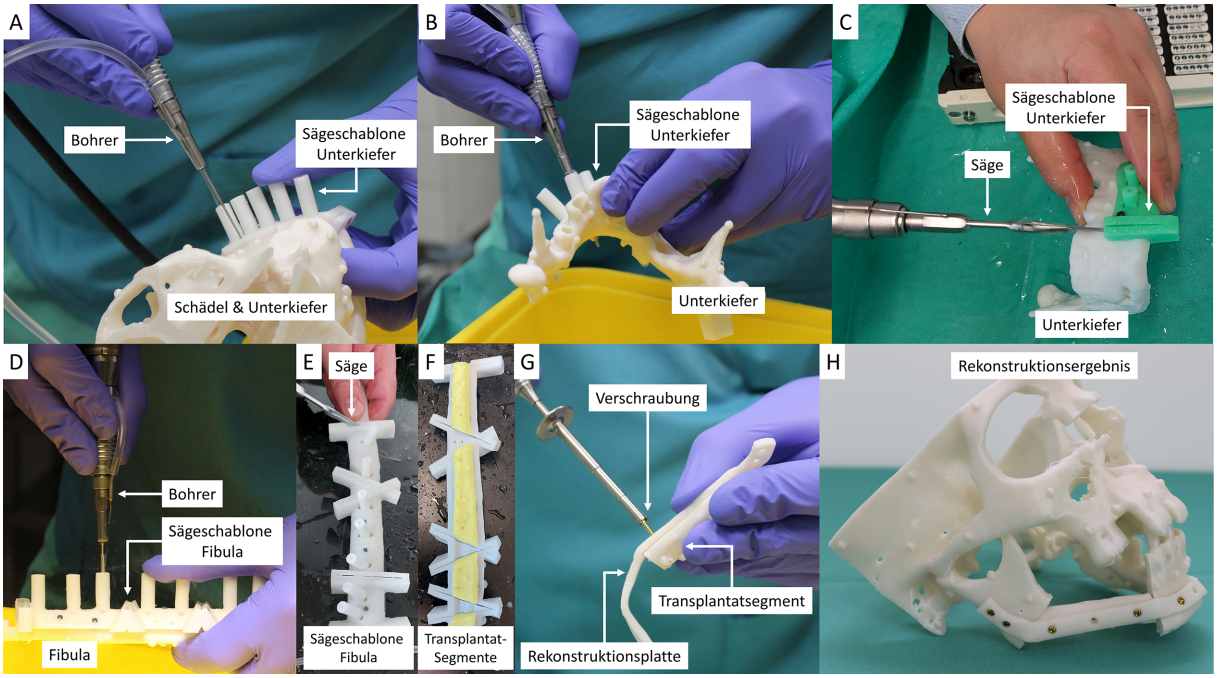


Abbildung 80: Durchführung einer Operation am Knochenmodell. **A**: Fixierung der Sägeschablone am Unterkiefer. **B**: Vorbohrung der Schraubenlöcher am Unterkiefer. **C**: Osteotomie des Unterkiefers. **D**: Vorbohrung der Schraubenlöcher an der Fibula. **E**: Osteotomie der Fibula. **F**: Umgesetzte Transplantatsegmente. **G**: Fixierung der Segmente an der Rekonstruktionsplatte. **H**: Ergebnis einer Modelloperation. Quelle: Eigene Darstellung

3.5.5.2 Ergebnisse der Operation an Knochenmodellen

Im Folgenden werden die Ergebnisse zur Beantwortung der Fragen **F 3.1** bis **F 3.4** vorgestellt.

F 3.1: Wie gut ist die Gebrauchstauglichkeit der generierten Sägeschablonen?

Zur Untersuchung der Gebrauchstauglichkeit werden die Positionierbarkeit sowie die Führung der Knochensäge und des Bohrers bei Anwendung der Schablonen betrachtet. Eventuelle Auffälligkeiten können später in Bezug zur gemessenen postoperativen Umsetzungsgenauigkeit gesetzt werden.

Insgesamt erfüllen die Schablonen (31 Unterkiefer- und 21 Fibulaschablonen) die Erwartungen der Chirurg*innen. In allen 21 Studienfällen wurden die Säge- und Bohrführung über die Erhebungsbögen positiv bewertet. Die Schablonen konnten über Minischrauben in allen Fällen wie gewünscht fixiert werden. Bei der Schablonengenerierung war bereits die Überlappung einer Säge- und Bohrführung aufgefallen (Abschnitt 3.5.4.2). Während der Operation der Knochenmodelle konnte diese Problematik aufgelöst werden, indem die Bohrführung nach der Verwendung abgesägt und der Sägespalt somit vollständig freigelegt wurde.

Von den 52 Schablonen wurden Schwierigkeiten bei der eindeutigen Positionierung (n = 6) und Stabilität (n = 3) einzelner Schablonen beobachtet. So wurde von den Chirurg*innen in fünf Studienfällen die Passung einer Unterkieferschablone als nicht optimal/eindeutig eingestuft (n = Anzahl Nennungen):

- **Kieferwinkel (n = 3)**: Zurückzuführen hauptsächlich auf eine zu geringe Umfassung des Knochens durch die Schablone (Abschnitt 3.5.4.2, Ergebnisse zu F 2.3),
- **Anteriorer Bereich (n = 1)**: Schwierigkeiten bei Auflage der Schablone, aufgrund einer zu stark ausgeprägten Umfassung des Knochens,
- **Collum mandibulae (n = 1)**: Problematische Fixierung der Schablone am Collum mandibulae. Aufgrund des geringen verbleibenden Knochenangebots sollte bei der virtuellen OP-Planung über eine Entnahme des Kiefergelenks nachgedacht werden.

Die Positionierungsschwierigkeiten sind somit jeweils auf die eingestellte Konfiguration bei der Schablonengenerierung (Abschnitt 3.5.4) oder auf die von den Chirurg*innen manuell geplante Tumorresektion (Abschnitt 3.5.3) zurückzuführen.

Darüber hinaus wurde in einem Fall die Positionierbarkeit der Fibulaschablone als nicht exakt angesehen und zu weit proximal (nicht auf Höhe der eingeprägten Markierung) angebracht. Die Umsetzungsgenauigkeit (Ergebnisse zu **F 3.4**) kann somit nicht über die vorgesehenen künstlichen Halbkugellandmarken entlang des Transplantats ausgewertet werden.

Bei Osteotomie der Fibulamodelle sind in drei Studienfällen die additiv gefertigten Schablonen an den Verbindungsstellen zwischen benachbarten Segmenten gebrochen. Da die Schablonen pro Segment über Minischrauben fixiert wurden, konnte nach eingehender Begutachtung durch die behandelnden Chirurg*innen keine nachteilige Bewegung der Schablonen festgestellt werden. Folglich wurden die kodierten Schnitte und Bohrungen wie vorgesehen auf die Fibulamodelle übertragen. Allerdings hat sich das beim 3D-Druck verwendete Kunstharz als unzureichend stabil erwiesen.

Beantwortung der Fragestellung: Die entworfenen Sägeschablonen zeigen eine intuitive Anwendbarkeit und gute Gebrauchstauglichkeit für die geführte Osteotomie und Bohrung an 3D-gedruckten Knochenmodellen. Defizite konnten in der präzisen und eindeutigen Positionierbarkeit sowie der Stabilität des verwendeten Materials für die additive Fertigung beobachtet werden. Durch eine günstigere Konfiguration der Knochenumfassung und der Verwendung alternativer Resine bei der Schablonenerstellung sind diese Defizite zu beheben.

F 3.2: Wie gut kann das Transplantat in den Unterkieferdefekt eingepasst werden?

Nach Osteotomie der Knochenmodelle konnte in allen 21 Studienfällen das Transplantat in den Unterkieferdefekt eingebracht und verschraubt werden. Die Planungsumsetzungen wurden von den Chirurg*innen im Schnitt als sehr zufriedenstellend (Median von 5) bewertet (Abbildung 81).

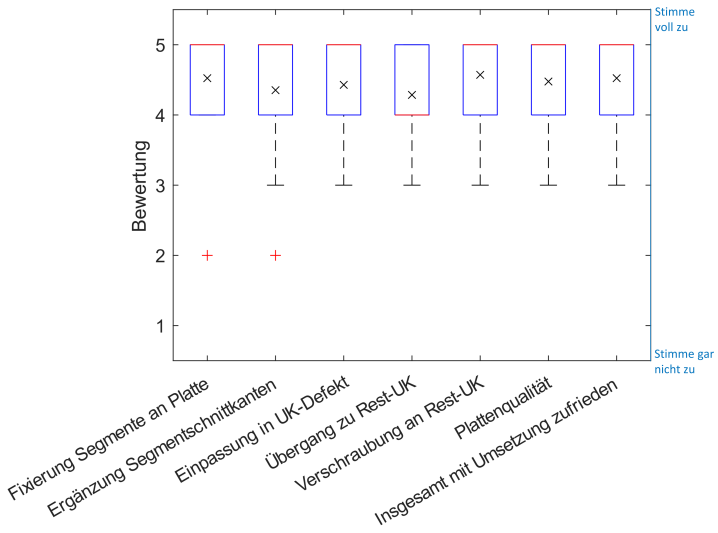


Abbildung 81: Quantitative Bewertung der Rekonstruktionsumsetzungen. Die Likert-Skala (y-Achse) zur Bewertung der verschiedenen Aspekte (x-Achse) reicht von 1 (stimme gar nicht zu) bis 5 (stimme voll zu). Für jeden Aspekt ist das arithmetische Mittel (x), der Median (Rot), der Interquartilabstand (mittlere 50 %, blaue Box) sowie milde Ausreißer (Whisker, mit der Länge des Interquartilabstands) und extreme Ausreißer (+) angegeben. Quelle: Eigene Darstellung

Von den 21 Studienfällen konnten in 17 Fällen keine Auffälligkeiten beobachtet werden. Mit Ausnahme des Übergangs/Transplantatanschlusses an den Rest-UK (Median von 4) zeigen die betrachteten Aspekte einen konstanten Median von 5 (Abbildung 81). Schwierigkeiten traten lediglich bei vier Rekonstruktionen auf (Tabelle 16). So weist die deskriptive Statistik extreme Ausreißer bei der Bewertung der Segmentfixierung und am Übergang zwischen benachbarten Segmenten auf (Bewertung für Ausreißer: 2). Milde Ausreißer konnten für die Einbringung des Transplantats in den Unterkieferdefekt, den passgenauen Transplantatanschluss und die Fixierung am Rest-UK erfasst werden. Leichte Defizite werden auch bei der Qualität der vorbereiteten Rekonstruktionsplatte gesehen (ein milder Ausreißer mit einer Bewertung von 3).

Nachfolgend wird auf zentrale Beobachtungen und Anmerkungen der Chirurg*innen zu den vier Studienfällen (Tabelle 16) mit Ausreißern in der deskriptiven Statistik (Abbildung 81) eingegangen .

Tabelle 16: Bewertungsergebnisse zentraler Aspekte bei auffälligen Operation am Knochenmodell. Die statistischen Ausreißer (Rot) verteilen sich auf vier Studienfälle (Fall ID). Für jeden Fall ist die HCL-Klasse, Anzahl der Segmente und das verwendete Plattensystem (S = Standardplatte, PSI) angegeben. Die Bewertungen der Chirurg*innen reichen von 1 (stimme gar nicht zu) bis 5 (stimme voll zu).

Fall ID	HCL-Klasse	Anzahl Segmente	Platte (S/PSI)	Fixierung Segmente an Platte	Ergänzung benachbarte Segmente	Einbringung in UK-Defekt	Anschluss Transplantat an Rest-UK	Fixierung an Rest-UK	Einfluss Plattenqualität
8	L	1	PSI	5	-	3	3	5	5
12	H	3	S	2	2	3	3	3	4
15	L	1	PSI	4	-	3	3	3	4
21	L	2	S	4	4	4	3	4	3

Bei den Fällen 8, 15 und 21 sind relativ große Abstände zwischen Transplantat und Rest-UK zu erkennen (Abbildung 82 A, C, D). Dabei wurden jeweils Schwierigkeiten bei der eindeutigen Positionierung der Sägeschablonen im Bereich des Kieferwinkels (Fall 8 und 15) bzw. am Collum mandibulae (Fall 21) vermerkt (Ergebnisse zu **F 3.1**).

Für Fall 15 war zudem eine Korrektur der Resektion im Bereich der Prämolaren notwendig, um das Transplantat einpassen zu können (Abbildung 82 C). Dies erschwerte schließlich die Fixierung des passgenauen PSIs am Rest-UK (Bewertung: 3).

Die Qualität der manuell vorgebogenen Standardplatte wurde in Studienfall 21 als unzureichend angesehen (Bewertung: 3). Um die Rekonstruktion trotzdem wie gewünscht durchführen zu können, waren eine Korrektur der, an sich planungsgemäß umgesetzten, Segmentschnittkanten und Knochenaußenseite notwendig (Abbildung 82 D).

Die auffälligsten Ausreißer können Studienfall 12 zugeordnet werden. Dabei wurde die virtuelle OP-Planung als *nicht optimal* angemerkt. Im Detail zeigt sich das bei den Bewertungen für die Segmentfixierung und für die Segmentschnittkanten (Bewertungen: 2). Dabei wurde die Ausrichtung (Rotation) der Segmente als ungünstig für die Verschraubung mit der Rekonstruktionsplatte erachtet. In Folge dessen konnten Verkippungen der Transplantatsegmente bei der Fixierung beobachtet werden (Abbildung 82 B). Diese Ungenauigkeiten haben sich wiederum negativ auf die Einbringung und Fixierung am Rest-UK ausgewirkt (Bewertung: 3). Schließlich konnte dennoch eine akzeptable Rekonstruktion für diesen Fall erzielt werden (Bewertung: 3).

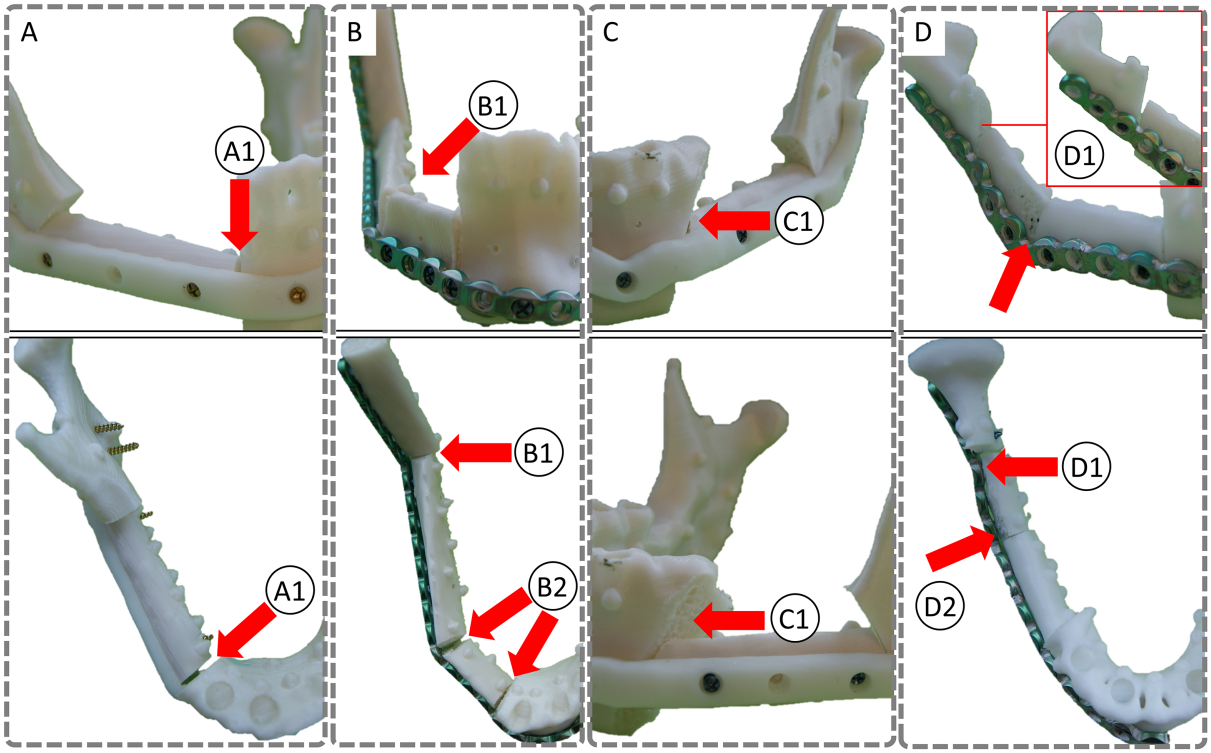


Abbildung 82: Auffälligkeiten bei der Operation am Knochenmodell. **A**: Umsetzung des Studienfalls 8. Auffällig ist der relativ große Abstand zwischen Transplantat und Rest-UK (A1). **B**: Umsetzung des Studienfalls 12 mit drei Segmenten. Die anterior und lateral gelegenen Segmente zeigen eine deutliche Verkippung in Richtung Platte (B1). Zudem sind Abstände zwischen benachbarten Segmenten und dem Rest-UK zu erkennen (B2). **C**: Umsetzung des Studienfalls 15 mit stark angulierter Resektionskante im Bereich der Prämolaren (C1). **D**: Umsetzung des Studienfalls 21. Das Rekonstruktionsergebnis weist Ungenauigkeiten im Übergang zum Collum mandibulae auf (D1). Des Weiteren war im Bereich des Kieferwinkels eine Korrektur der Knochenaußenseite für eine passende Fixierung der Platte notwendig (D2). Quelle: Eigene Darstellung

Beantwortung der Fragestellung: Die Wiederherstellung der Modellunterkiefer konnte unter Zuhilfenahme der mit Reko-Compass vorbereiteten Platten und nach visueller Kontrolle durch die Chirurg*innen zufriedenstellend umgesetzt werden. Auffälligkeiten und nachträgliche Korrekturen der Osteotomien traten überwiegend in Zusammenhang mit unpräzise positionierten Sägeschablonen oder stark zur Platte gekippten Transplantatsegmenten auf.

F 3.3: Wie hoch ist der zeitliche Aufwand einer Operation am Knochenmodell?

Bei der Untersuchung der Operationszeiten werden die Studienfälle mit Navigationsunterstützung (n = 11) und ohne intraoperative Assistenz (n = 10) getrennt betrachtet (Tabelle 17). Dabei dauerte die Umsetzung einer Rekonstruktion unter Zuhilfenahme der Navigationsunterstützung mit $38,19 \pm 9,19\ Minuten$ im Schnitt ca. $15\ Minuten$ länger als ohne zusätzliche Navigation ($22,49 \pm 10,38\ Minuten$). Insgesamt ergibt sich eine durchschnittliche Operationsdauer von $30,56 \pm 12,32\ Minuten$.

Tabelle 17: Gemessene Zeiten (In Minuten) bei Operation der Knochenmodelle. Die Zeiten sind für *navigierte* und *nicht navigierte* Fälle angegeben.

Messzeitpunkt	Ohne Navigation (n=10)	Mit Navigation (n=11)	Gesamt (n=21)
Fall laden & Trackingsystem verbinden	-	1,07 ± 0,26	-
Registrierung Schädel & Unterkiefer	-	1,21 ± 0,41	-
Osteotomie Unterkiefer	7,15 ± 4,22	5,37 ± 1,54	6,24 ± 3,20
Osteotomie Fibula	5,56 ± 2,56	7,51 ± 2,26	6,56 ± 2,48
Fixierung Segmente an Platte	3,56 ± 2,33	7,58 ± 4,37	6,03 ± 4,13
Fixierung Transplantat-Sensor	-	3,25 ± 2,35	-
Registrierung Transplantat	-	2,47 ± 1,31	-
Fixierung Transplantat an Rest-Unterkiefer	5,42 ± 4,33	8,13 ± 5,57	7,01 ± 5,22
Gesamt	22,49 ± 10,38	38,19 ± 9,19	30,56 ± 12,32

Die Osteotomie des Unterkiefers dauerte bei nicht navigierten Fällen mit $7,15 \pm 4,22\ Minuten$ durchschnittlich länger als bei navigierten Fällen ($5,37 \pm 1,54\ Minuten$). Zurückzuführen ist dieser Mehraufwand auf das Studiendesign. So sind für die nicht navigierten Fälle (Klasse L, LC und LCL) jeweils zwei Resektionsschnitte und für die navigierten Fälle (Klasse H und HCL) lediglich ein Schnitt durchzuführen.

Dem gegenüber zeigt die Osteotomie der Fibula ein entgegengesetztes Bild. Für die navigierten Fälle wurde im Schnitt ein zeitlicher Mehraufwand von ca. $2\ Minuten$ gemessen. Dabei wurden für die Rekonstruktionen der nicht navigierten Fälle im Mittel eine höhere Anzahl an Segmenten aus der Fibula entnommen (nicht navigiert: $1,89 \pm 0,93\ Segmente$; navigiert: $2,45 \pm 0,69\ Segmente$). In Folge dessen zeigt sich ein gesteigerter Aufwand für die Fixierung der Segmente an der Rekonstruktionsplatte bei navigierten ($7,58 \pm 4,37\ Minuten$) gegenüber nicht navigierten ($3,56 \pm 2,33\ Minuten$) Fällen.

Die Verschraubung des Transplantatkomplexes (Platte und Segmente) mit dem Rest-UK dauerte im Mittel $7,01 \pm 5,22\ Minuten$. Der gesteigerte zeitliche Aufwand von durchschnittlich $2,5\ Minuten$ für die navigierten Fälle lässt sich hauptsächlich mit der erschwerten Transplantatfixierung aufgrund der freistehenden Transplantatenden an den Kiefergelenken erklären. Im Zusammenspiel mit der Navigationsunterstützung konnten dabei vermehrte Korrekturen bei der Verschraubung des Transplantatkomplexes mit dem Rest-UK beobachtet werden (Maximum: $22\ Minuten$).

Von allen Studienfällen weist Fall 12 die längste Zeitspanne (ca. $18\ Minuten$) für die Fixierung der Segmente an der Rekonstruktionsplatte auf. Zurückzuführen ist dies auf die Schwierigkeiten während der Operation des Knochenmodells (Tabelle 16). Für die weiteren Fälle mit Umsetzungsschwierigkeiten aus Tabelle 16 wurden keine Auffälligkeiten im zeitlichen Aufwand erfasst.

Beantwortung der Fragestellung: Unter Einsatz der verschiedenen prä- und intraoperativen Systembausteine von Reko-Compass lassen sich Operationen an Knochenmodellen mit unterschiedlicher Komplexität zuverlässig und effizient in durchschnittlich ca. $30\ Minuten$ umsetzen.

F 3.4: Wie genau lässt sich eine OP-Planung unter Laborbedingungen umsetzen?

Die Umsetzungsgenauigkeit wird mit Hilfe des entwickelten Evaluationsbausteins (Abschnitt 3.3.4) ausgewertet. Nach Digitalisierung (via DVT) und Segmentierung der Neo-Unterkiefer kann eine Registrierung mit dem virtuellen OP-Plan bestimmt werden (Abbildung 83).

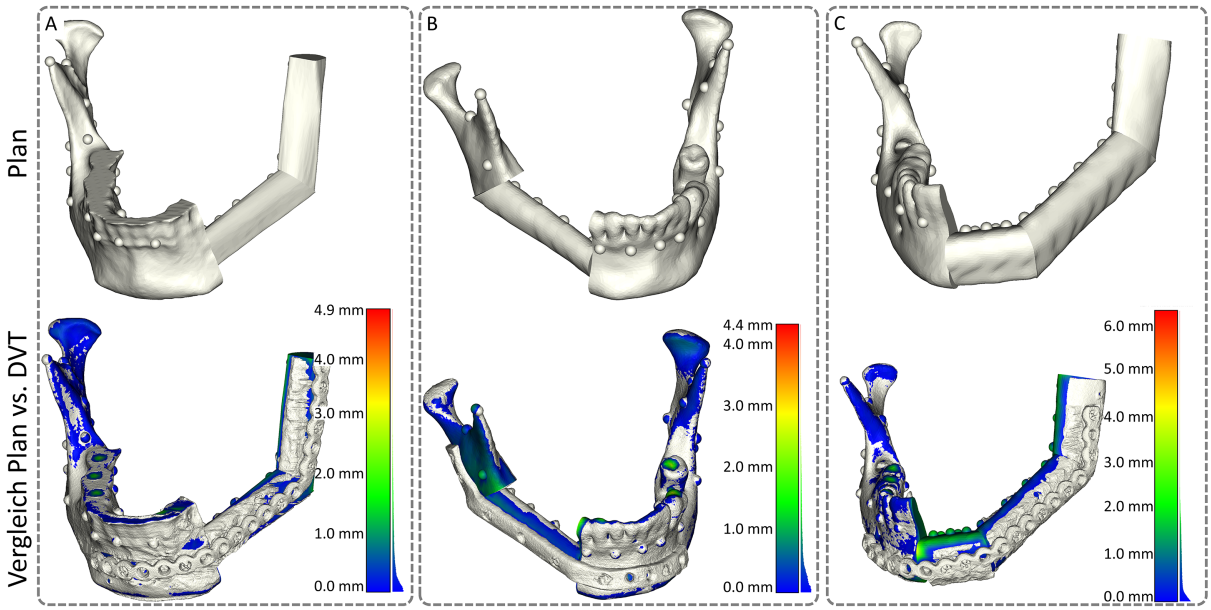


Abbildung 83: Vergleich OP-Plan und OP-Ergebnis. **Obere Reihe**: OP-Pläne. **Untere Reihe**: Registrierung OP-Pläne (Farbskala) und OP-Ergebnisse (Grau). Räumliche Abweichungen (in Millimeter) wurden mit Hilfe von *CloudCompare* visualisiert. **A**: Rekonstruktion der Klasse H mit Standardplatte. Die Rekonstruktion zeigt eine hohe Überdeckung zwischen OP-Planung und Umsetzung sowie präzise Schnittkanten. **B**: Rekonstruktion der Klasse L mit PSI. Die Monosegmentrekonstruktion stellt eine präzise Umsetzung dar. Leichte Ungenauigkeiten sind am anterior gelegenen Resektionsschnitt zu erkennen. **C**: Rekonstruktion der Klasse H mit Standardplatte. Die größten Abweichungen treten am anterioren Übergang zwischen Transplantat und Rest-UK auf. Quelle: Eigene Darstellung

Registrierung der Rest-UK

In 20 der 21 Studienfälle wurde das Überlagerungsergebnis nach der landmarkenbasierten Registrierung verwendet (Abbildung 83). Dabei konnte eine hohe Registrierungsgenauigkeiten erzielt werden (FRE: $0,41 \pm 0,27\ mm$; RMSE an den Fehlermesspunkten: $0,37 \pm 0,23\ mm$ und TRE: $0,19 \pm 0,11\ mm$). Für Studienfälle mit nur einem Rest-UK-Abschnitt der Klassen H, HCL konnten leicht präzisere Registrierungsergebnisse (FRE: $0,26 \pm 0,08\ mm$; RMSE: $0,23 \pm 0,06\ mm$; TRE: $0,16 \pm 0,09\ mm$) berechnet werden, als für Fälle der Klassen L, LC, LCL mit zwei Rest-UK-Abschnitten (FRE: $0,57 \pm 0,3\ mm$; RMSE: $0,52 \pm 0,26\ mm$; TRE: $0,22 \pm 0,13\ mm$). Auf eine oberflächenbasierte Registrierung wurde nach visueller Kontrolle und trotz niedriger Fehlerwerte in einem Studienfall zurückgegriffen.

Umsetzungsgenauigkeit der Rekonstruktionen

Die Umsetzungsgenauigkeit wird in dieser Arbeit als quadratischer, mittlerer Abstand (RMS) zwischen vordefinierten Messpunkten auf dem geplanten und umgesetzten Transplantat berechnet. Eine Auswertung ist für 20 der 21 Studienfälle möglich. In einem Fall (Klasse LC, 2 Segmente, PSI) lässt sich keine valide Aussage über die Umsetzungsgenauigkeit anhand der vordefinierten Messpunkte treffen, da die Transplantatsegmente während der Modelloperation nicht wie geplant aus der Fibula entnommen wurden (vgl. Ergebnisse zu **F 3.1**) (Abbildung 84).

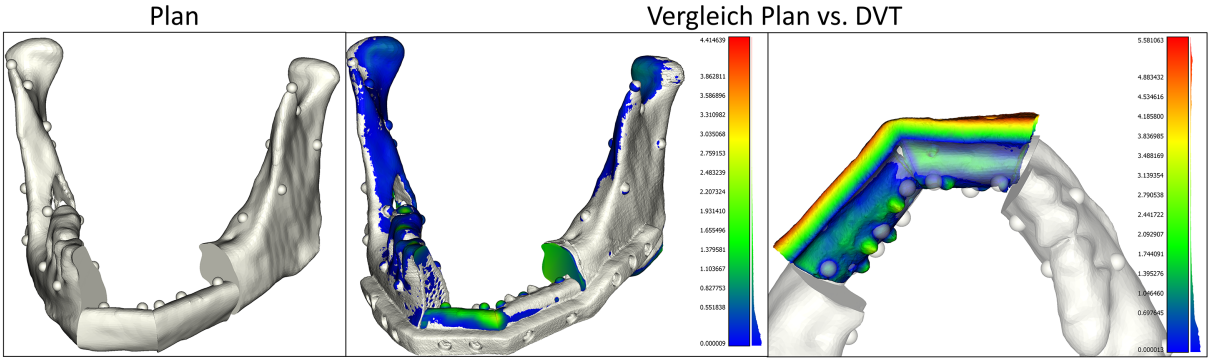


Abbildung 84: Postoperativer Vergleich einer Rekonstruktion der Klasse LC. **Links**: OP-Plan. **Mitte**: Registrierung des OP-Plans (Farbskala) mit dem OP-Ergebnis (Grau). Die mittels *CloudCompare* berechneten Abweichungen (in Millimeter) zeigen eine präzise Registrierung des Rest-UK (blau eingefärbte Bereiche auf Rest-UK). Für das Transplantat zeigt sich eine akkurate Umsetzung der beiden Segmente (blaue bis grüne Bereiche auf Transplantat). **Rechts**: Differenzierte Visualisierung der Abweichungen (in Millimeter) für das Transplantat (Farbskala). Deutlich zu erkennen ist die seitliche Verschiebung der Halbkugellandmarken sowie eine Lücke am rechten Übergang zwischen Transplantat und Rest-UK. Quelle: Eigene Darstellung

Über die restlichen 20 Fälle konnte eine mittlere Genauigkeit von $2,01 \pm 0,98\ mm$ bei Operation der Knochenmodelle erzielt werden (Abbildung 85). Die besten $75\ \%$ der Studienfälle weisen dabei eine Genauigkeit < $2,5\ mm$ auf. Weiter konnten $90\ \%$ der Transplantate mit einer Genauigkeit < $3,5\ mm$ umgesetzt werden. Zwei Ausreißer zeigen eine mittlere Abweichung des Transplantats von > $3,5\ mm$.

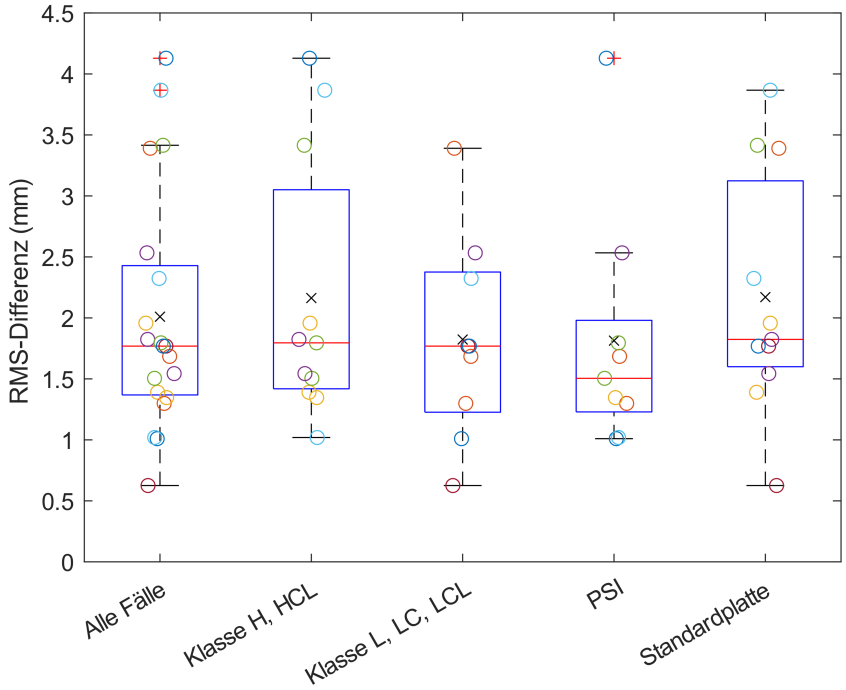


Abbildung 85: Umsetzungsgenauigkeit einer Unterkieferrekonstruktion am Knochenmodell. Die Genauigkeiten werden für alle Studienfälle (n = 20), Fälle der navigierten Klassen H, HCL (n = 11), Fälle der nicht navigierten Klassen L, LC, LCL (n = 9) sowie für Rekonstruktionen mittels PSI (n = 9) oder Standardplatte (n = 11) angegeben. Für jede Gruppe ist das arithmetische Mittel (x), der Median (rote Linie), der Interquartilabstand (mittlere 50 %, blaue Box) sowie milde Ausreißer (Whisker, mit der Länge des Interquartialabstands) und extreme Ausreißer (+) dargestellt. Einzelmessungen der Studienfälle (bunte Kreise) sind für jede Gruppe visualisiert. Quelle: Eigene Darstellung

Nach Unterteilung der Studienfälle in navigierte Rekonstruktionen der Klassen H und HCL (n = 11) und

nicht navigierte Rekonstruktionen der Klassen L, LC und LCL (n = 9) kann im Mittel eine etwas höhere Präzision bei den nicht navigierten Fällen beobachtet werden. Dabei liegt die RMS-Abweichung für navigierte Fälle bei $2,16 \pm 1,1\ mm$ und für nicht navigierte Fälle bei $1,82 \pm 0,84\ mm$. In beiden Untergruppen liegt der Median konstant bei ca. $1,8\ mm$. Ausreißer sind vor allem bei drei navigierten Fällen (obere 25%) zu beobachten. Die restlichen acht navigierten Fälle weisen eine konstante RMS-Abweichung von $1\ mm$ bis $2\ mm$ auf. Für die nicht navigierten Fälle liegen die berechneten Abweichungen durchgängig unter $3,5\ mm$. Jedoch lässt sich bei Betrachtung der Einzelfälle eine höhere Varianz der mittleren $50\ \%$ (Fälle zwischen dem oberen und unteren Quartil) im Vergleich zu den navigierten Fällen erkennen.

Bei Betrachtung aller Studienfälle, welche mit einem PSI operiert wurden (n = 9), liegt die mittlere Umsetzungsgenauigkeit bei $1,81 \pm 0,98\ mm$. Dem gegenüber steht eine etwas höhere Ungenauigkeit von $2,17 \pm 0,99\ mm$ bei Fällen mit Standardplatte (n = 11). Zudem ist eine deutlich stärkere Varianz in der Gruppe mit Standardplatte zu erkennen.

Umsetzungsgenauigkeit pro Segment und Fehlerfortpflanzung

Bei Auswertung der RMS-Abweichungen pro Segment ist für die Studienfälle der Klassen H und HCL die tendenziell höchste Auslenkung am ersten Segment (zwischen Kieferwinkel und -gelenk) zu erkennen (Abbildung 86 A). Die niedrigsten Abweichungen wurden für Segmente in unmittelbarer Nähe zum Rest-UK (Transplantatanschluss) gemessen. Folglich lässt sich, vor allem bei weit gestreckten Transplantaten, eine Zunahme des gemessenen Fehlers erkennen, je weiter das freistehende Transplantatende vom Rest-UK positioniert wurde (Abbildung 87 A, C).

Rekonstruktionen der Klassen L, LC und LCL zeigen ein diffuseres Bild (Abbildung 86 B). Gemittelt über alle Fälle mit zwei Übergängen zum Rest-UK weisen die Segmente eine mittlere RMS-Abweichung von ca. $2\ mm$ auf. Dabei lässt sich kein eindeutiges Muster für die Zu- oder Abnahme der Abweichungen bei Transplantaten mit mehreren Segmenten erkennen. Lediglich bei zwei Studienfällen mit drei Segmenten wurden erhöhte Fehlerwerte der mittleren Segmente (Segment 2), im Vergleich zu den Segmenten 1 und 3 (Anschluss an den Rest-UK), gemessen (Abbildung 87 D, E). Auffällig ist jeweils die akkurate Form und hohe Passgenauigkeit der Segmente im Vergleich zum virtuellen OP-Plan. Die gemessenen Differenzen ergeben sich durch eine leicht abgesenkte Lage der Transplantate in Richtung Unterkiefer- und Ramusbasis. Dabei handelt sich um Einzelbeobachtungen. Bei Betrachtung der restlichen Fälle ist keine Tendenz zu einer abgesenkten Lage der Transplantate zu erkennen. In Abbildung 87 D ist zudem eine deutliche Auslenkung des rechten Unterkieferstumpfes durch Verschraubung mit der Platte zu erkennen.

Bei expliziter Betrachtung von Studienfällen, bei welchen bereits bei der Operation Schwierigkeiten aufgetreten sind (Tabelle 16), zeigen sich auch in der postoperativen Auswertung Auffälligkeiten. Eine konstante Abweichung von durchschnittlich $3,8\ mm$ vom virtuellen OP-Plan konnte für Fall 12 berechnet werden (Abbildung 86 A). Zurückzuführen sind die Fehlerwerte hauptsächlich auf verkippte Segmente im Bereich des Corpus mandibulae und die Auslenkung des Kiefergelenks. In Folge der Verkippungen zeigen sich zudem vergrößerte Abstände zwischen benachbarten Segmenten (Abbildung 87 A).

Für die Studienfälle 8, 15 und 21 zeigen sich eindeutige Diskrepanzen zwischen den geplanten und umgesetzten Resektionsschnitten (Abbildung 86 B). Eine Erklärung liegt in den angemerkten Positionierungsschwierigkeit der Sägeschablonen während der Operation. Der Einfluss der als unzureichend angesehenen Plattenqualität zeigt sich in Studienfall 21 in der unpräzisen Fixierung des ersten Segmentes

(RMS-Abweichung von ca. $2,5\ mm$) (Abbildung 87 B). Bei den Fällen 8 und 15 konnten hingegen keine auffälligen Abweichungen zwischen den Landmarken auf dem umgesetzten und geplanten Transplantat erkannt werden (Abbildung 86 B).

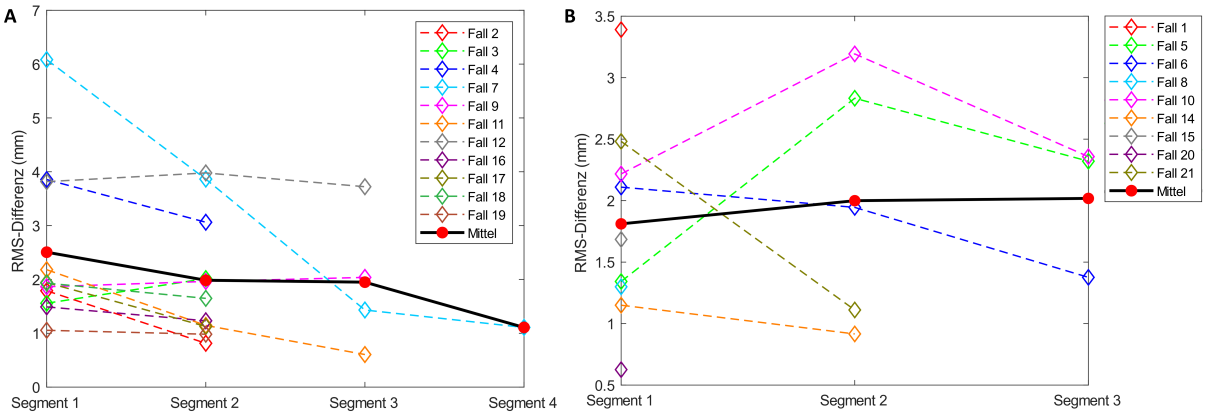


Abbildung 86: Umsetzungsgenauigkeit pro Segment. Für jeden Studienfall sind die RMS-Abweichungen der Segmente (zwischen OP-Plan und Umsetzung) angegeben und anhand der Segmentposition (Reihenfolge der Segmente) in der Empfängerregion angeordnet. Das arithmetische Mittel (rote Punkte) wird pro Segmentposition dargestellt. **A**: Darstellung der Abweichungen für Rekonstruktionen der Klassen H und HCL (n = 11). Das erste Segment (Segment 1) repräsentiert die Rekonstruktion der Rami mandibulae (Bereich zwischen Kieferwinkel und -gelenk) und liegt am weitesten entfernt vom Rest-UK. **B**: Darstellung der Abweichungen für Rekonstruktionen der Klassen L, LC und LCL (n = 9). Lediglich bei Rekonstruktionen mit drei Segmenten weist das mittlere Segment 2 keinen direkten Kontakt/Übergang zum Rest-UK auf. Quelle: Eigene Darstellung

Beantwortung der Fragestellung: Unter Einsatz der verschiedenen Systembausteine von Reko-Compass können Unterkieferrekonstruktionen unterschiedlicher Komplexität akkurat und zuverlässig umgesetzt werden. Im Schnitt betragen die Abweichungen zwischen dem virtuellen OP-Plan und dem OP-Ergebnis ca. $2\ mm$. Zudem zeigen sich vergleichbare Ergebnisse für Studienfälle mit PSI im Vergleich zu Fällen mit Standardplatte. Erhöhte Abweichungen lassen sich bei schwerwiegenden und weit gestreckten Fällen mit mehreren Segmenten erkennen. In weiterführenden Untersuchungen gilt es die möglichen Fehlerquellen im Detail zu analysieren, um eine präzise Umsetzung auch in diesen Fällen gewährleisten zu können.

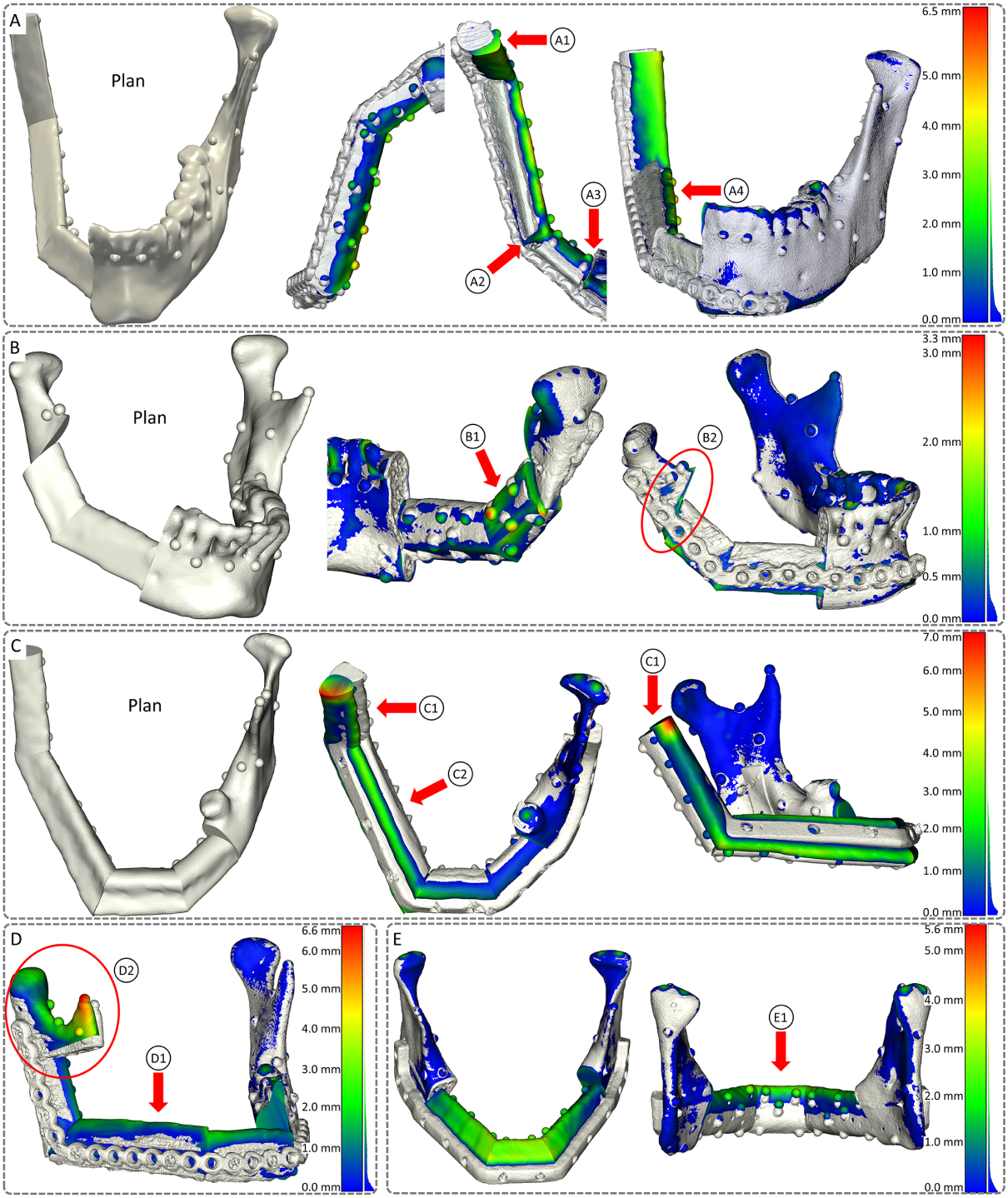


Abbildung 87: Auffälligkeiten beim Vergleich von OP-Plan und OP-Ergebnis. Abweichungen (in Millimeter) zwischen dem virtuellen OP-Plan (Farbskala) und dem OP-Ergebnis mit der Rekonstruktionsplatte (Grau) wurden mit Hilfe von *CloudCompare* berechnet. **A**: Rekonstruktion der Klasse H. Im Vergleich zeigt sich eine deutliche Auslenkung im Bereich des Kiefergelenks (A1). Zudem sind große Abstände zwischen benachbarten Segmenten (A2) und am Übergang zum Rest-UK (A3) zu erkennen. Zurückzuführen sind diese auf eine Verkippung der Segmente im Bereich des Corpus mandibulae (A4). **B**: Rekonstruktion der Klasse L. Die stärksten Diskrepanzen treten am oberen Segment (B1) auf. Weiter zeigt sich eine unpräzise Umsetzung der Resektion im Bereich des Collum mandibulae (B2). **C**: Rekonstruktion der Klasse HCL. Der Vergleich zwischen OP-Planung und Umsetzung zeigt eine stetig zunehmende Abweichung der Segmente, je weiter entfernt diese vom Rest-UK liegen (C1, C2). Die stärkste Auslenkung tritt im Bereich des Kieferwinkels (C1) auf. **D**: Rekonstruktion der Klasse LC. Das OP-Ergebnis weist eine leicht, in Richtung Unterkiefer- bzw. Ramusbasis verschobene Fixierung der Segmente auf (D1). Auffällig ist die Auslenkung des Processus coronoideus am Rest-UK (D2). **E**: Rekonstruktion der Klasse LCL. Zu erkennen ist eine konstante Verschiebung der Segmente in Richtung Unterkieferbasis (E1). Quelle: Eigene Darstellung

4 Diskussion

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde den Chirurg*innen mit Reko-Compass erstmalig ein wissensbasiertes System an die Hand gegeben, welches die durchgängig computerassistierte Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten am *Point-of-Care* ermöglicht. Das System zeichnet sich durch Softwarebausteine für die prä-, intra- und postoperative Phasen des Eingriffs aus. Somit stellt Reko-Compass ein wissenschaftliches System für die hochwertige OP-Planung, Vorbereitung und Umsetzung von Unterkieferrekonstruktionen dar.

Schwerpunkt von Reko-Compass ist ein neuer Ansatz zur wissensbasierten OP-Planung. Chirug*innen werden bei der OP-Planung durch Algorithmen aktiv unterstützt und unterschiedliche Rekonstruktionsmöglichkeiten werden automatisiert vorgeschlagen.

Im Folgenden wird die vorliegende Arbeit aus verschiedenen Blickwinkeln betrachtet und diskutiert. Zunächst wird beschrieben, inwiefern die eingangs formulierten Ziele aus Abschnitt 1.4 erreicht wurden (Abschnitt 4.1). Anschließend erfolgt eine detaillierte Auseinandersetzung mit den Ergebnissen der Wissensakquise und Wissensmodellierung (Abschnitt 4.2). In Abschnitt 4.3 werden die Entwicklungen und Erprobungsergebnisse des OP-Planungssystems diskutiert. Danach wird auf die Ergebnisse der präoperativen Vorbereitung von Standardplatten und Sägeschablonen mit Reko-Compass eingegangen (Abschnitt 4.4). Betrachtungen zu den Operationen der Knochenmodelle sowie den gemessenen Umsetzungsgenauigkeiten finden sich in Abschnitt 4.5. Im Anschluss werden die Ergebnisse zur Bedienbarkeit und Effizienz von Reko-Compass (Abschnitt 4.6) und das methodische Vorgehen dieser Arbeit (Abschnitt 4.7) diskutiert. Am Ende findet sich ein kurzes Fazit und ein Ausblick auf vielversprechende Möglichkeiten für die weitere Entwicklung (Abschnitt 4.8).

Aufgrund der unterschiedlichen Teilaspekte dieser Arbeit finden sich Gegenüberstellungen mit vergleichbaren Ansätzen aus Industrie und Wissenschaft an den jeweiligen Stellen.

4.1 Erreichen der Ziele dieser Arbeit

In der vorliegenden Arbeit wurde im engen Austausch mit Chirurg*innen der MKG ein wissenschaftliches System für die computerassistierte Unterkieferrekonstruktion konzipiert, realisiert und unter Laborbedingungen erprobt. Die Entwicklungen und Ergebnisse werden in diesem Abschnitt in Bezug auf die eingangs definierten Ziele dieser Arbeit (Abschnitt 1.4) betrachtet.

Im Rahmen der Anforderungsanalyse (Abschnitt 2.1) wurden Schwachstellen von bekannten kommerziellen und wissenschaftlichen Ansätzen umfassend analysiert. Darauf aufbauend wurden Anforderungen an das zu erarbeitende System abgeleitet. Die Systemkonzeption (Abschnitt 2.2) umfasst verschiedene prä-, intra- und postoperative Phasen, um den gesamten Workflow der Unterkieferrekonstruktion durchgängig klinikintern und computerassistiert zu unterstützen (vgl. Abschnitt 1.4 - Ziel 1).

Um das Ziel zur Akquise und Modellierung von chirurgischem Wissen (vgl. Abschnitt 1.4 - Ziel 2) zu erreichen, wurde relevantes Wissen über die Wiederherstellung des Unterkiefers bei segmentalem Defekt in

dieser Arbeit erstmalig systematisch erfasst und in einer Ontologie strukturiert beschrieben. Es wurde ein Akquisitionsprozess entworfen, welcher die Erfassung von Wissen anhand 3D-gedruckter Knochenmodelle vorsieht. Die entstandene Ontologie nutzt etablierte Standards des *Semantic Web*, welche dynamisch in C++-Sprachkonzepte überführt und für die weitere OP-Planung verwendet werden können.

Mit dem OP-Planungssystem stellt Reko-Compass einen Systembaustein zur automatisierten und wissensbasierten Planung von Unterkieferrekonstruktionen bereit (vgl. Abschnitt 1.4 - Ziel 3). Es zeichnet sich durch die automatisierte Verarbeitung des Wissens aus der Ontologie aus. Dafür wurde ein neuartiges Konzept zur Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen entwickelt. Dieses basiert darauf, dass zunächst je ein Referenzmodell für einen Ober- und einen Unterkiefer entwickelt wurde. Darauf konnten Anker definiert werden, welche mögliche Verbindungspunkte von Transplantatsegmenten beschreiben. Nach Registrierung mit dem Patientenkiefer kann das Wissen über die Anker auf die Patientenanatomie abgebildet und individuelle Rekonstruktionsvorschläge nach einem allgemeingültigen Vorgehen berechnet werden. Daraus ergibt sich eine Standardisierung in der OP-Planung.

Als weiteres Alleinstellungsmerkmal bietet Reko-Compass Lösungen für die flexible, klinikinterne Vorbereitung von individuellen Rekonstruktionsplatten und eine automatisierte Generierung von Sägeschablonen (vgl. Abschnitt 1.4 - Ziel 4). Neben der Vorbereitung von einem PSI wurde ein alternatives Verfahren entwickelt, welches die Einbettung von standardisierten Osteosyntheseplatten in den ansonsten rein virtuellen Workflow ermöglicht. Dabei wird die Platte an einem 3D-Druck des virtuell geplanten Neo-Unterkiefer manuell angeformt und anschließend über einen 3D-Scanner digitalisiert. In Folge dessen sind die exakten Positionen für die Verschraubung der Knochensegmente mit der Platte bekannt. Damit können im Anschluss die Sägeschablonen automatisiert generiert werden. Dies kann als entscheidender Vorteil im Hinblick auf eine autarke OP-Vorbereitung am *Point-of-Care* angesehen werden.

Reko-Compass konnte erfolgreich erprobt werden (vgl. Abschnitt 1.4 - Ziel 5). Es wurden zunächst technische Voruntersuchungen durchgeführt. Danach wurden die Systembausteine für jede Phase der computerassistierten Unterkieferrekonstruktion an retrospektiven klinischen Fällen und über die Operation von 3D-gedruckten Knochenmodellen evaluiert. Die Ergebnisse der Erprobungen lassen Rückschlüsse über den Funktionsumfang, die Bedienbarkeit sowie Qualität und Umsetzungsgenauigkeit von Rekonstruktionen mit Reko-Compass zu und werden in den nachfolgenden Abschnitten ausführlich diskutiert.

4.2 Wissensakquise und Wissensmodellierung

Wissensakquise

Es wurde ein systematisches Vorgehen für die Akquise des Domänenwissens über Unterkieferrekonstruktionen mit Fibulatransplantat entwickelt (Abschnitt 3.1.1). Anhand von 3D-gedruckten Knochenmodellen eines Unterkiefers und einer linken und rechten Fibula konnte eine gemeinsame Kommunikationsbasis zwischen der*dem Chirurg*in und dem Autor geschaffen werden. Die Veranschaulichung segmentaler Defekte und der Rekonstruktionsmöglichkeiten am Modell haben sich als ein pragmatisches Vorgehen für die einfache Simulation und Diskussion von komplexen Zusammenhängen erwiesen. Die tabellarische Erfassung und Überprüfung durch eine unabhängige Person hat zudem zu einer strukturierten Ausgangsbasis für die anschließende Modellierung der Ontologie beigetragen. Die Validität des Wissens konnte im Rahmen der technischen Voruntersuchungen (Abschnitt 3.5.2), durch drei Chirurg*innen, welche nicht an der Wissensakquise beteiligt waren, gezeigt werden.

Bei dem Vorgehen ist zu berücksichtigen, dass ein gewisses Vorwissen über den betrachteten Eingriff notwendig war, um geeignete Knochenmodelle für die Wissensakquise vorbereiten zu können. Die Modelle stellen eine Vereinfachung der Realität dar und berücksichtigen vorwiegend Hartgewebestrukturen. Um eine umfassendere Darstellung von bspw. Nervenbahnen, Blutgefäßen, Weichgewebestrukturen oder funktionelle Untersuchungen zu erzielen, würden detailliertere Modelle oder alternativ virtuelle Simulationen benötigt. Die Evaluationsergebnisse zeigen, dass, im Falle der vorliegenden Arbeit, die vereinfachten Modelle ausreichend für die Wissensakquise zu der hier betrachteten Fragestellung waren (Abschnitt 3.5.2 und 3.5.3).

Des Weiteren stellt die Akquise einen zeitaufwendigen Prozess dar und benötigt die Expertise des ärztlichen Personals. Dies ist im klinischen Alltag oftmals nur schwer umsetzbar. Daher war an der Akquise und Überprüfung auch jeweils nur ein*e Chirurg*in beteiligt. Aufgrund dieser Limitation konnte keine breit angelegte Erhebung des Wissens mit mehreren Chirurg*innen durchgeführt werden. Entsprechend ist nicht auszuschließen, dass sich gewisse subjektive Einschätzungen in dem Wissen widerspiegeln. Allerdings wurde diesem Effekt auch bewusst entgegengewirkt, indem das Wissen im Rahmen der Voruntersuchungen von drei Chirurg*innen unabhängig voneinander validiert wurde (Abschnitt 3.5.2).

Semantic-Web-Standards für die Wissensmodellierung

Bei der Erarbeitung der Ontologie (Abschnitt 3.1.4) haben sich die verwendeten Standards des *Semantic Web* als geeignet für die Strukturierung des Wissens erwiesen. Die Tripel-Darstellung bietet eine hohe Flexibilität bei der Wissensformalisierung. Für die Untersuchung von neuartigen Ansätzen in der Wissenschaft bietet RDF(S) damit eine einfache Möglichkeit, Klassenhierarchien und assertionales Wissen von Grund auf zu gestalten. Ein weiteres entscheidendes Kriterium für die Verwendung von RDF(S) war die vom MITK bereitgestellte RDF(S)-Bibliothek. Damit konnte eine dynamische SPARQL-Schnittstelle zur Anfrage und Überführung des Wissens in C++-Sprachkonzepte entwickelt werden.

Nachdem in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden konnte, dass spezifisches chirurgisches Wissen in einer Ontologie mittels RDF(S) strukturiert aufbereitet und für eine intelligente OP-Planung hinterlegt werden kann, stellen sich Fragen nach der Wiederverwendbarkeit, Wartbarkeit und Skalierbarkeit des modellierten Wissens. Im aktuellen Status sind die Klassen und Relationen in der Ontologie stark auf die hier entwickelten Planungskonzepte (Anker, Analysen, etc.) abgestimmt (Abschnitt 3.1.3). Das Wissen wurde somit in erster Linie speziell für das OP-Planungssystem modelliert. Eine Ausdehnung des Wissens um zusätzliche Transplantate wurde dabei bereits vorgesehen und wird in Abschnitt 4.3.1 diskutiert. Eine generelle Verwendung des Wissens über das OP-Planungssystem hinaus ist in der aktuellen Version daher nur beschränkt möglich.

Mit wachsender Anzahl an Fragestellungen und Anwendungen (bspw. weitere Transplantate oder zusätzliche Szenarien wie die Oberkieferrekonstruktion), welche auf eine Ontologie zurückgreifen, steigt auch der Umfang des dargestellten Domänenwissens. Bei zunehmender Komplexität ist daher eine hierarchische Aufteilung auf unterschiedliche Abstraktionsniveaus empfehlenswert. Dabei ist die Verwendung von Top-Level Ontologien, wie die Basic Formal Ontologie (BFO) (Otte et al. 2022) oder die General Formal Ontologie (GFO) (Herre 2010), hilfreich, um konstante Strukturen zu schaffen und die Interoperabilität zwischen den verwendeten Ontologien zu steigern. Generelle und wiederkehrende Konzepte, wie anatomische Informationen, lassen sich dann mit bestehenden Ontologien, wie bspw. das Foundational Model of Anatomy (FMA) (Rosse und Mejino Jr., J. L. V. 2003), auf oberen Ebenen beschreiben. Domänenwissen

über einen chirurgischen Eingriff kann auf den unteren Ebenen modelliert werden. Je nach Anwendung kann das hochspezifische Wissen über einen operativen Eingriff darüber flexibel angepasst und gewartet werden. Um auch die Entwicklung der Ontologie und die Lesbarkeit des Wissens zu steigern, ist die Verwendung eines graphischen Systems wie Protégé (Gennari et al. 2003) für die Wissensverwaltung dringend zu empfehlen.

4.3 Präoperative OP-Planung

Nachfolgend wird das OP-Planungssystem von Reko-Compass diskutiert. Zunächst erfolgt eine Auseinandersetzung mit den Entwicklungen sowie den Ergebnissen aus der Erprobung. Danach wird auf Limitationen des Systems eingegangen (Abschnitt 4.3.2).

4.3.1 Wissensbasierte OP-Planung

Die wissensbasierte OP-Planung setzt sich aus grundlegenden Arbeitsschritten für die Planungsinitialisierung, Tumorresektionsplanung und Rekonstruktionsplanung zusammen (Abschnitt 3.2). Für eine intelligente Unterstützung und Automatisierung des Prozesses greift das OP-Planungssystem auf die in Abschnitt 3.1 beschriebene Ontologie zu.

Chirurgisches Wissen spielt eine entscheidende Rolle für eine hochwertige OP-Planung bei komplexen Eingriffen. Wie in Abschnitt 2.1 analysiert, offenbaren kommerzielle und wissenschaftlichen Ansätze unterschiedliche Strategien im Umgang mit Wissen. Im kommerziellen Umfeld fließt dieses üblicherweise bei jeder Planungssitzung durch mündliche Äußerung der beteiligten Chirurg*innen erneut ein, wo hingegen bei wissenschaftlichen Systemen das Wissen teilweise in der Berechnungslogik enthalten ist.

Im Gegensatz dazu wurde in der vorliegenden Arbeit das Wissen erstmalig systematisch erfasst und, losgelöst von jeglicher Algorithmik oder patientenspezifischen anatomischen Gegebenheiten, in einer eigenständigen Ontologie beschrieben (Abschnitt 3.1). Das Wissen konnte allgemeingültig auf einer abstrakten Ebene formuliert werden. Dabei ist es gelungen, komplexe semantische Zusammenhänge strukturiert und maschinenlesbar aufzubereiten. Die Ontologie-getriebene Wissensrepräsentation ermöglicht ein verbessertes Wissensmanagement und erhöht die Wartbarkeit und Wiederverwendbarkeit der modellierten Aspekte.

Eine wesentliche Neuerung der entwickelten Planungskonzepte sind die Anker und die damit verbundene Unterteilung des Unterkiefers in Substrukturen (Abschnitt 3.1.2). Als standardisierte Segment-Endpunkte in der Empfängerregion ermöglichen die Anker erstmalig eine standardisierte Beschreibung von Rekonstruktionsvarianten für die Überbrückung eines segmentalen Defektes. Dadurch wurde in dieser Arbeit eine Formalisierung von grundlegenden Rekonstruktionsregeln erreicht. Neben den Segmentpositionen umfasst das Wissen in der Ontologie, Informationen über bspw. den Spenderknochen, die Lage der blutversorgenden Gefäße oder die Hautinsel bei begleitendem Weichgewebedefekt. Dazu wurde mit den entwickelten Analysen eine Möglichkeit geschaffen, verschiedene Berechnungen zur Optimierung von funktionellen und ästhetischen Aspekten einer Unterkieferrekonstruktion in der Ontologie zu beschreiben. Mit diesem Analysekonzept ist es gelungen, eine ganzheitliche Betrachtung der zugrundeliegenden Rekonstruktionsfragestellung umzusetzen.

Die wissensbasierte OP-Planung hat sich in den durchgeführten Voruntersuchungen und Erprobungen bewährt. Nach dynamischer Interpretation des Wissens konnten für diverse simulierte Unterkieferdefekte

(Abschnitt 3.5.2.2) sowie für 21 retrospektive klinische Fälle (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.2) valide Rekonstruktionsvorschläge automatisiert berechnet werden.

Aufbauend auf diesen Betrachtungen werden im Folgenden weitere relevante Aspekte der OP-Planung herausgegriffen und kritisch gewürdigt.

Anatomische Referenzmodelle

Es wurde je ein anatomisches Referenzmodell für einen Ober- und einen Unterkiefer entwickelt und im OP-Planungssystem bereitgestellt (Abschnitt 3.2.1). Zum einen kann darüber eine anatomische Referenz bereitgestellt werden, welche während der OP-Planung als Zielgeometrie für die Wiederherstellung der deformierten oder nicht mehr vorhandenen Unterkieferkontinuität dient. Im Gegensatz zu vergleichbaren Ansätzen (Alassaf et al. 2014; Luu et al. 2018; Nakao et al. 2017; Raith et al. 2018) orientiert sich das entwickelte Verfahren somit nicht an der ggf. beeinträchtigten Patientenanatomie, sondern an einem anatomisch korrekten Template. Zum anderen beschreiben die Referenzmodelle dedizierte geometrische Informationen (wie Anker, Pfade oder anatomische Landmarken), welche entscheidend für die hier entwickelte Rekonstruktionsberechnung sind. Damit dienen die Modelle als Brücke, um Wissen aus der Ontologie auf die Patientenanatomie abzubilden. Vergleichbare Ansätze finden sich in der Wissenschaft bspw. für die semantische Annotation von Hirnatlanten (Rubin et al. 2009), für die auf finiten Elementen basierende Simulation von Mitralklappen-Rekonstruktionen zur operativen Assistenz (Schoch und Heuveline 2017) oder zur Verknüpfung eines deformierbaren Wirbelsäulenmodells mit Ontologie-basierten anatomischen Landmarken (Tapp et al. 2022). Nach bestem Gewissen des Autors wurde in der vorliegenden Arbeit erstmalig eine dedizierte Ontologie in Kombination mit anatomischen Modellen zur wissensbasierte OP-Planung und automatisierten Berechnung von Transplantaten in der rekonstruierenden Chirurgie bereitgestellt.

Durch Voruntersuchungen (Abschnitt 3.5.2) und der Erprobung des OP-Planungssystems (Abschnitt 3.5.3) konnte gezeigt werden, dass auf Basis der erarbeiteten Referenzmodelle valide OP-Planungen erzielt werden können. Die Güte der Vorschläge hängt dabei stark von der Registrierungsgenauigkeit der Unterkieferreferenz ab. Je akkurater die Registrierung in lokal deformierten Bereichen ist, desto präziser kann die natürliche Unterkieferform beschrieben werden. Mit der entwickelten Registrierung gelingt es, das Referenzmodell auch bei schwerwiegenden Fällen mit guter Genauigkeit in den relevanten Bereichen auf die Patientenanatomie abzubilden (Abschnitt 3.5.1.2).

Die Referenzmodelle wurden aufbauend auf generischen Knochenmodellen des Ober- und Unterkiefers aus der Arbeit von Nova (Nova 2018) entwickelt. Im aktuellen Status umfassen sie vornehmlich Informationen für die Registrierung und Positionierung von Transplantatsegmenten. Als Erweiterung sind tiefergehende Informationen über Nervenbahnen, Muskelstränge oder Risikostrukturen denkbar, welche bei der OP-Planung mitberücksichtigt werden können.

Die Planungsinitialisierung, an deren Ende die Registrierung der Referenzmodelle steht, hat während der Systemerprobung mit $5,36 \pm 1,41\ Minuten$ vergleichsweise viel Zeit in Anspruch genommen (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.3). Trotz einer teilautomatisierten Erkennung von Registrierungslandmarken entlang des Alveolarkamms und Basalrands (Abschnitt 3.2.1) sind von den Bedienenden bis zu 23 Landmarken manuell zu setzen. Im klinischen Alltag ist der Aufwand für eine sorgfältige und recht umfangreiche Landmarkenpositionierung durchaus kritisch zu sehen. Potential liegt daher in der automatischen Identifikation von Landmarken. Vielversprechende Ergebnisse in diesem Bereich konnten in den vergangenen

Jahren vor allem mit Hilfe von Deep Learning erzielt werden (Torosdagli et al. 2019).

Des Weiteren sind Referenzmodelle in Form von statistischen Formmodellen (engl. shape models) (Gillingham et al. 2023; Raith et al. 2017) denkbar. Das aktuell realisierte Registrierungsverfahren bedient sich einer Spline-basierten, elastischen Registrierung. Ausgehend von wenigen Landmarken werden die Zwischenpunkte der Referenzmodelle über ein Verschiebungsvektorfeld verformt. Diese Verformungen berücksichtigen jedoch keine statistischen/natürlichen Längen- oder Winkelverhältnisse des Ober- und Unterkiefers. In den Voruntersuchungen konnten folglich Ungenauigkeiten in weniger relevanten Bereichen für die entwickelte Rekonstruktionsplanung erfasst werden (Abschnitt 3.5.1.2). Nach Nobis et al. zeigen Vermessungen von 100 Unterkiefern keine statistisch signifikanten Unterschiede (Nobis et al. 2020). Dies bildet eine hervorragende Ausgangsbasis für die Erstellung eines statistischen Formmodells. Ausgehend von einer Menge an Kiefern (Trainingsdaten) setzt sich ein Formmodell aus einem Durchschnittskiefer sowie Informationen über die statistische Varianz in den Trainingsdaten zusammen. Damit lässt sich die Art und Weise beschreiben, wie sich das Modell *natürlich* verformen kann. Die Registrierung eines Formmodells basiert üblicherweise auf (automatisierbaren) oberflächenbasierten Verfahren. In diesem Zusammenhang wären Softwarebibliotheken, wie *ShapeWorks* (Cates et al. 2017), zu untersuchen, welche ein Gesamtpaket für die Erstellung und oberflächenbasierte Registrierung von Objekten bieten.

Wie in Abschnitt 3.5.1 dargestellt, wurde nach bestem Gewissen die Registrierungsgenauigkeit der elastisch transformierten Referenzmodelle untersucht. Allerdings gibt es keine zufriedenstellende, allgemeingültige Lösung für die belastbare Quantifizierung des Registrierungsfehlers bei deformierten Unterkiefern. Eine solche Rückmeldung würde jedoch einen deutlichen Mehrwert darstellen, um die Güte der initialisierten Zielgeometrie besser einschätzen zu können. Zur Lösung dieses Problems könnte zukünftig auf die Kephalometrie zurückgegriffen werden. Als essentieller Bestandteil der Kieferorthopädie beschäftigt sich die Kephalometrie mit der Vermessung des Kopfes. Dabei werden Normwerte unter anderem für die natürliche Kieferlage definiert. Ausgehend von einer Menge anatomischer Landmarken wäre zu prüfen, ob darüber eine aussagekräftige Einschätzung der Registrierungsgenauigkeit getroffen werden kann.

Tumorresektionsplanung

Die entwickelte Resektionsplanung des OP-Planungssystems erfolgt nach Registrierung der Referenzmodelle (Abschnitt 3.2.2). Dabei wurde eine einfache Positionierung und Ausrichtung von Schnittebenen über die Maus realisiert. Diese kann sowohl in den klassischen 2D-Schichtbildprojektionen wie auch in der 3D-Ansicht präzise durchgeführt werden. Die Bedienenden werden, bspw. durch die intuitive Bewegung einer Schnittebene entlang des Unterkiefers oder die automatische Ausrichtung eines Schnittes senkrecht zur Knochenoberfläche, aktiv unterstützt. Die Resektionsplanung bietet somit insgesamt eine hohe Flexibilität bei der Schnittplanung. Gleichzeitig wird die Einhaltung von Grundvoraussetzungen (Positionierung in der ROI, Anzahl Schnitte, etc.) durch ein intelligentes Interaktionskonzept gesteuert.

Wie in der Erprobung des OP-Planungssystems gesehen, zeigen sich Schwächen der aktuellen Implementierung bei der Darstellung des Tumorvolumens (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.1). Für die Therapieplanung ist eine möglichst *optimale* Beurteilung der Tumorausdehnung jedoch von zentraler Bedeutung, um eine vollständige Entfernung der Malignitäten gewährleisten zu können. Damit bei der Resektionsplanung klinisch relevante Sicherheitsabstände (von i.d.R. ca. einem Zentimeter) zuverlässig berücksichtigt werden können, ist in erster Linie eine Visualisierung von Tumorsegmentierungen empfehlenswert. Diese würden

sich, wenn vorhanden, einfach als zusätzliches Planungsdatum in das OP-Planungssystem laden lassen. Weiteres Potential liegt in der multimodalen Resektionsplanung. In der klinischen Routine wird für die Festlegung der Resektionsschnitte oftmals eine 2D-OPG des Ober- und Unterkiefers herangezogen. Als möglicher Ansatz für die Einbeziehung von 2D-Bilddaten könnten 2D/3D-Registrierungansätze (Tomazevic et al. 2003) für die Überlagerung von OPG- und CT-Bilddaten getestet werden. Anschließend wäre es möglich, eingezeichnete Schnitte aus der OPG auf die 3D-Planungsdaten zu übertragen. Aufgrund der verbesserten Bewertung der Tumorausdehnung könnte zudem durch die Hinzunahme von hochaufgelösten Intraoralscans ein zusätzlicher Mehrwert erreicht werden.

Abschließend ist festzuhalten, dass mit den Funktionalitäten des OP-Planungssystems eine präzise Resektionsplanung bereits möglich ist, für die zuverlässige Beurteilung der Resektionsgrenzen aktuell jedoch weitere Planungsdaten manuell in das System geladen (bspw. Tumorsegmentierung) oder systemextern begutachtet werden müssen (bspw. OPG).

Automatisierte Berechnung wissensbasierter Rekonstruktionsvorschläge

Ein Alleinstellungsmerkmal des entwickelten Verfahrens ist die Möglichkeit, verschiedene Vorschläge zur Rekonstruktion eines segmentalen Unterkieferdefektes zu berechnen und zu vergleichen (Abschnitt 3.2.3). Dabei wird der Defekt auf Basis des registrierten Referenzmodells des Unterkiefers zunächst automatisch klassifiziert. Anschließend können alle verfügbaren Varianten für die Defektüberbrückung aus der Ontologie angefragt werden. Darin zeigt sich ein wesentlicher Vorzug des OP-Planungssystems. So ist es gelungen, die vielschichtige Frage, wie ein Unterkieferdefekt überbrückt werden kann, deutlich zu vereinfachen. Dabei werden standardisierte Lösungen unabhängig von individuellen Erfahrungswerten vorgeschlagen. Die Chirurg*innen werden insbesondere bei zentralen Überlegungen hinsichtlich der möglichen Zahl an Segmenten, des in Frage kommenden Spenderknochens (linke oder rechte Fibula) und der sich daraus ergebenden korrekten Positionierung der Segmente in der Empfängerregion, der Lage und Austrittsstelle des Gefäßstiels oder der Hautinsel, etc. unterstützt. Ohne diese Unterstützung stellen solche Überlegungen selbst bei erfahrenen Chirurg*innen erhebliche Ansprüche an die räumliche Vorstellungskraft und müssen bei jedem Fall immer wieder von Grund auf neu durchdacht werden. Somit kann mit dem vorgestellten OP-Planungssystem auf deutlich fundierteren Grundlagen geplant werden. Von Seiten des klinischen Personals ist zu entscheiden, welche der verfügbaren Rekonstruktionsvarianten berechnet und welche (ggf. nach Feinjustierung) verwendet werden soll. Damit lassen sich fundierte Planungsentscheidungen leichter treffen.

Gestützt werden diese Betrachtungen durch die Ergebnisse der Systemerprobung. Die berechneten Vorschläge wurden für alle 21 Studienfälle (nach klinischen Gesichtspunkten) als qualitativ hochwertig eingestuft (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.2). Anhand der ggf. getätigten manuellen Anpassungen ist ersichtlich, dass die Chirurg*innen bei der Rekonstruktionsplanung auf einem teilweise sehr feingranularen Niveau agieren und lediglich leichte Feinjustierungen an den Vorschlägen vorgenommen haben. Die Auto-Reko des OP-Planungssystems unterstützt somit bei elementaren Entscheidungen und lenkt den Fokus auf fortgeschrittene Aspekte der Präzisierung einer Transplantatplanung. Das wäre bei traditionellen Ansätzen in dieser Form kaum möglich.

Während der Systemerprobung konnten zwei weitere interessante Beobachtungen angestellt werden. Zum einen deuten die Ergebnisse der Voruntersuchung auf individuelle Präferenzen der Chirurg*innen bei der Rekonstruktion des Unterkiefers hin (Abschnitt 3.5.2). Zum anderen zeigt die Erprobung an retrospek-

tiven Fällen, dass die Rekonstruktionsplanung ein interaktiver und iterativer Prozess ist. Bei komplexen Szenarien führen die visualisierten Vorschläge häufig zu einer Neubewertung des initial vorgesehenen OP-Plans (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.2). So wurden bspw. in drei Fällen die Resektionsschnitte nachträglich angepasst. Die Evaluationen zeigen, dass die Vorschläge in diesen Fällen als hochwertige Ausgangssituation für die tiefergehende Bewertung und Verfeinerung angesehen werden können. Deshalb ist in diesem Zusammenhang für die Auto-Reko ein *Human-In-The-Loop*-Ansatz denkbar, welcher den Chirurg*innen erlaubt aktiv in den Optimierungsprozess einzugreifen. Dabei könnten Zwischenergebnisse der Auto-Reko präsentiert und direkten Einfluss auf die Optimierung genommen werden, indem „fertig optimierte“ und „weiter zu optimierende“ Aspekte eingestellt werden. Individuelle Präferenzen könnten dadurch in Echtzeit in die Rekonstruktionsberechnung einfließen und der Aufwand für die Feinjustierung könnte weiter reduziert werden. Zudem kann weiteres Potential in einer personalisierten Auto-Reko gesehen werden. Durch die kontinuierliche Analyse von getätigten Konfigurationen und Feinjustierungen bei bereits geplanten Fällen wäre es möglich ein selbstlernendes System zu entwickeln. Dieses könnte individuelle Präferenzen erkennen und bei der Rekonstruktionsberechnung berücksichtigen.

Trotz der hohen Zufriedenheit der Chirurg*innen mit dem Funktionsumfang und den Rekonstruktionsvorschlägen wurden während der Erprobung essentielle Aspekte rückgemeldet, welche bei der Auto-Reko zukünftig berücksichtigt werden sollten (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.1 und F 1.2). Für kurzstreckige Unterkieferdefekte wurde bspw. das standardmäßige Angebot einer Monosegmentrekonstruktion gewünscht. Durch die separate Wissensverwaltung von Reko-Compass lassen sich zusätzliche Monosegmentvarianten einfach in die Ontologie einpflegen. Durch das entwickelte Ankerkonzept und die Abbildung des Wissens in vorgegebene C++-Sprachkonzepte ist die Interpretierbarkeit durch die Planungsalgorithmen sichergestellt. Eine Erweiterung der Berechnungslogik ist daher nicht notwendig.

Das OP-Planungssystem bietet verschiedene Adaptionsmöglichkeiten für die Feinjustierung der berechneten Vorschläge (Abschnitt 3.2.4). Diese wurden von den Chirurg*innen als sehr hilfreich erachtet und während der Systemerprobung in ca. 2/3 der Fälle verwendet (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.2). Dabei zeigte sich eine eindeutige Tendenz für die Verschiebung der Transplantat-Anker im Bereich des Kieferwinkels. Die Anker wurden stets in Richtung Unterkieferbasis bewegt, um eine parallele Segmentlage (im zahntragenden Teil des Unterkieferkörpers) zur Okklusionsebene sicherzustellen. Diese Parallelität stellt einen entscheidenden Aspekt im Hinblick auf die dentale Rehabilitation dar und wird aktuell von der Auto-Reko nicht ausreichend berücksichtigt. Behoben werden könnte diese Schwachstelle durch die Hinzunahme einer zusätzlichen Analyse für die Transplantatoptimierung. Eine solche Analyse könnte die Parallelität (einheitlicher Abstand) der Segmente im Bereich des Corpus mandibulae zur Okklusions- oder Camperebene betrachten. Damit hätte sie direkten Einfluss auf die *vertikale Positionierung* des Transplantats. Folglich ist eine Zusammenführung mit den realisierten Analysen für die Optimierung des Transplantatniveaus (apikal, zentral, basal) naheliegend.

Eine weitere zentrale Beobachtung war die manuelle Anpassung zu kurzer Segmente (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.2). Aus Gründen der Flexibilität bei der Rekonstruktionsberechnung wurde bewusst auf eine aktive Unterbindung zu kurzer Segmentlängen verzichtet. Stattdessen werden diese zuverlässig vom System erkannt und ein Warnhinweis auf der Bedienoberfläche ausgegeben. Nachdem von den Chirurg*innen die Segmentlängen bei den vorgeschlagenen Rekonstruktionen mehrfach kritisch angemerkt und adaptiert wurden, sollte der Umgang mit kurzen Segmenten jedoch überdacht werden. Alternativ zu einem Warnhinweis empfiehlt sich ggf. eine Analyse für die Optimierung der Segmentlängen.

Erweiterbarkeit und Wiederverwendbarkeit der Planungskonzepte

Ein Augenmerk bei der Entwicklung des OP-Planungssystems wurde auf die Wiederverwendbarkeit und Erweiterbarkeit der Konzepte gelegt. Dies spiegelt sich sowohl in der Ontologie als auch der modularen Implementierung des Systems wider. Insbesondere die Algorithmik der Auto-Reko weist ein hohes Maß an loser Kopplung und starker Kohäsion auf. Mit dem iterativen Berechnungsansatz wurde eine Trennung der Komponenten für die eigentliche Transplantatberechnung (Kalkulator) und Transplantatoptimierung (Optimierer) erreicht. Das erarbeitete Analysenkonzept ermöglicht zudem die dynamische Wissensinterpretation und Zusammenstellung einer Optimierungspipeline. Die Betrachtung der funktionellen und ästhetischen Aspekte einer Rekonstruktion fußt somit auf einer überschaubaren Anzahl an abstrakt formulierten, geometrischen Berechnungsbausteinen (Abschnitt 3.2.3.2). Dieses Baukastenprinzip kann beliebig erweitert, angepasst, wiederverwendet und einfach gewartet werden.

Um die Erweiterbarkeit der Konzepte und Implementierungen zu untersuchen, wurde in einer, vom Autor inhaltlich betreuten Masterarbeit der Medizinischen Informatik, die wissensbasierte OP-Planung um einfache Beckenkammtransplantate ergänzt (Schilling 2022). Infrage kommende Defekte wurden mit Chirurg*innen der MKG identifiziert und exemplarisch in die Ontologie eingepflegt. Dabei sieht die Klassenhierarchie die Modellierung weiterer Transplantatlager bereits vor. So ist lediglich das assertioanale Wissen über Beckenkammrekonstruktionen einzupflegen. Die Ontologieschnittstelle konnte ohne zusätzliche Anpassungen wiederverwendet werden.

Die Auto-Reko wurde um einen zusätzlichen Kalkulator und Optimierer für die Wissensinterpretation und Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen mit Beckenkammtransplantat erfolgreich erweitert (Schilling 2022). Speziell bei der Optimierung konnten die algorithmischen Lösungen der vorhandenen Berechnungsbausteine des OP-Planungssystems wiederverwendet und geeignete Analysepipelines definiert werden. Eine Entwicklung zusätzlicher Bausteine war nicht notwendig.

Die Ergebnisse dieser Masterarbeit lassen auf ein gutes Abstraktionsniveau und eine flexible Erweiterbarkeit der entwickelten Planungskonzepte schließen. Für zukünftige Entwicklungen ist zu untersuchen, wie sich die Konzepte auf weitere Transplantatlager (bspw. das Schulterblatt) anwenden lassen. Zusätzlich gilt es, die Übertragbarkeit der Konzepte auf andere Rekonstruktionsszenarien (bspw. des Oberkiefers oder Mittelgesichts) zu betrachten. Aufgrund der vergleichbaren Anforderungen und charakteristischen U-Form des Oberkiefers ist im nächsten Schritt eine Analyse der Erweiterbarkeit für die Oberkieferrekonstruktion naheliegend.

4.3.2 Limitationen der wissensbasierten OP-Planung

Aktuell wird vom OP-Planungssystem vorwiegend die Versorgung von Primärrekonstruktionen unterstützt. Dabei wird von einer anatomisch korrekten Kieferlage ausgegangen, auf welche die Referenzmodelle registriert werden können. Bei schwerwiegenden Fällen kann jedoch eine Tumorresektion ohne direkte Wiederherstellung der Unterkieferkontinuität (bspw. aufgrund des Allgemeinzustands der Patient*innen) indiziert sein. Die rekonstruierenden Maßnahmen werden dann in einem zweiten Eingriff durchgeführt (Sekundärrekonstruktion). Auch bei vorausgegangener, nicht erfolgreicher Primärrekonstruktion kann ein erneuter Eingriff notwendig werden. Bei der sekundären Wiederherstellung des Unterkiefers ist zunächst eine korrekte Stellung der ggf. ausgelenkten Rest-UK-Stümpfe sicherzustellen. Vor der Planungsinitialisierung muss daher eine Repositionierung in eine anatomisch korrekte Lage durchgeführt werden. Softwareseitig wird dafür ein Werkzeug benötigt, welches die freie Positionierung des Rest-UK in

allen sechs Freiheitsgraden ermöglicht. Ein erfolgsversprechender Ansatz liegt in der Verwendung eines sog. GIZMO-Operators (German Cancer Research Center 2024). Darüber hinaus kann eine freie Manipulation der Rest-UK-Stellung auch bei altersbedingt atrophierten Kiefern von Interesse sein, um die optimale Kieferrelation wiederherzustellen. Der Planungsinitialisierung vorgelagert würde sich eine solche Manipulation der Rest-UK-Stellung ideal mit dem Workflow des OP-Planungssystems ergänzen. Anpassungen der bestehenden Funktionalitäten wären nicht notwendig.

Die realisierte OP-Planung betrachtet überwiegend die Hartgewebesituation bei der Wiederherstellung des Unterkiefers. Aus ästhetischen Gesichtspunkten spielen Aspekte wie die hier angestrebte natürliche und symmetrische Unterkieferform eine wichtige Rolle für das postoperative Erscheinungsbild der Patient*innen. Allerdings fehlt dem vorgestellten Ansatz eine detaillierte Berücksichtigung der Weichgewebesituation. Durch die Einbeziehung von Weichgewebesimulationen könnten tiefergreifende Schlussfolgerungen gezogen und das postoperative Aussehen der Patient*innen bei der Transplantatoptimierung berücksichtigt werden (Hagen et al. 2023). Im Bereich der MKG lassen sich vor allem im Bereich der orthognathen Chirurgie Arbeiten zur Simulation der Weichgewebesituation bei Umstellungen der Kiefer finden (Alcañiz et al. 2021; ter Horst et al. 2021). In Bezug auf die vorliegende Arbeit gilt es zu untersuchen, ob diese Ansätze auch auf die vorgestellte Rekonstruktionsplanung angewandt werden können.

Eine weitere Limitation liegt in der rein schematischen Darstellung der Hautinsel über die gekennzeichnete Facies posterior bei der Rekonstruktionsplanung. Vergleichbar zu der Arbeit von Olsson et al. (Olsson et al. 2015), ist die Darstellung einer stilisierten Hautinsel als zusätzliche Orientierungshilfe denkbar. Eine weitere, unterstützende Darstellung könnte durch die Visualisierung des austretenden Gefäßstiels in der Empfängerregion erreicht werden. Momentan werden lediglich die blutversorgenden Gefäße pro Segment dargestellt. Für eine verbesserte Planung der Anastomose wäre allerdings eine Darstellung der Lage und der verfügbaren Länge des Stiels ein entscheidender Vorteil.

4.4 Präoperative Vorbereitung von Platten und Sägeschablonen

Das Hauptaugenmerk dieses Abschnittes liegt auf Betrachtungen der entwickelten hybriden Vorbereitung einer Standardplatte und der realisierten Generierung von Sägeschablonen (Abschnitt 4.4.1). Die hierfür entwickelten Funktionalitäten sind im Systembaustein *Individuelle Implantate & Instrumente* von Reko-Compass gekapselt. Limitationen des Bausteins werden in Abschnitt 4.4.2 dargestellt.

4.4.1 Standardplatten und Sägeschablonen

Computerassistierte Vorbereitung einer Standardplatte

Mit dem entwickelten Konzept zur hybriden Plattenfertigung wurde eine Möglichkeit für die Integration von manuell angeformten Standardplatten in den ansonsten rein virtuellen Workflow von Reko-Compass geschaffen (Abschnitt 3.3). Über die entworfenen Markierungsstifte können Schrauben für die Plattenfixierung einfach kodiert und nach Digitalisierung mittels 3D-Scan präzise mit dem virtuellen OP-Plan registriert werden. Bei der Erarbeitung dieser Konzepte stand besonders die Anwendbarkeit im klinischen Alltag im Vordergrund. Gegenüber dem etablierten Vorgehen bei der Anformung einer Standardplatte ist lediglich die zusätzliche Fixierung über die Markierungsstifte notwendig.

Die Erprobung der hybriden Vorbereitung einer Standardplatte zeigt, dass die Übertragung der Platte in den computerassistierten Workflow mit dem implementierten Systembaustein zuverlässig, in weniger als zehn Minuten, gelingt (Abschnitt 3.5.4.2 - F 2.2). Der größte zeitliche Mehraufwand entfällt auf die Digi-

talisierung der Platte. Dabei ist zu beachten, dass der Oberflächenscan größtenteils ohne Interaktion der Benutzenden auskommt. Dennoch ist zu untersuchen, ob sich ein effizienteres Digitalisierungsverfahren etablieren lässt. Ein Ansatzpunkt ist die Verwendung eines leistungsfähigeren Rechners bei Anwendung der 3D-Scansoftware. Alternativ ist auch die Verwendung eines tragbaren Handscanners vorstellbar. Neben einer effizienteren Oberflächenabtastung könnte damit zusätzliche Flexibilität aufgrund der räumlich unabhängigen Verwendbarkeit erreicht werden.

Verglichen mit ähnlichen Ansätzen aus der Wissenschaft (Bao et al. 2017; Liang et al. 2017) unterscheidet sich das erarbeitete Verfahren besonders in der Markierung der Schraubenlöcher. Das Vorgehen zur Registrierung wird in diesen Arbeiten nicht im Detail beschrieben. Mit dem eigenen Ansatz konnte eine hochpräzise Registrierung auf Basis künstlicher Landmarken entwickelt werden (Abschnitt 3.5.4.2 - F 2.1). Mit der Möglichkeit zur ICP-basierten Nachregistrierung bietet der Systembaustein zudem maximale Flexibilität bei der Zusammenführung von Platte und virtueller OP-Planung. Des Weiteren werden die Schraubenpositionen und -orientierungen beim eigenen Ansatz nicht virtuell nach Digitalisierung der Platte gekennzeichnet (wie bei Bao et al. 2017; Liang et al. 2017), sondern bereits während der manuellen Anformung einer Platte über Markierungsstifte. Durch die optimale Passung der Stifte und der physischen Platte kann eine exakte Schraubenkodierung (die wahre Schraubenlage) sichergestellt werden.

Verbesserungspotential liegt in der Automatisierung der landmarkenbasierten Registrierung und der Detektion von Markierungsstiften. Für die automatische Erkennung der bekannten geometrischen Formen (Halbkugeln und Zylinder) sind in der Literatur unterschiedliche Ansätze, bspw. auf Basis einer Hough Transformation (Camurri et al. 2014) oder künstliche Intelligenzverfahren (Hoang et al. 2020), beschrieben. Für die Verwendung weiterer Plattensysteme ist zu untersuchen, ob sich vergleichbare Markierungsstifte entwerfen und mit dem entwickelten Verfahren in den Workflow von Reko-Compass einspeisen lassen.

Generierung von Knochensägeschablonen

Der Systembaustein zur Generierung von Sägeschablonen zeichnet sich besonders durch seine Automatisierung aus (Abschnitt 3.4). Mit den entwickelten Lösungen konnte eine effiziente und zuverlässige Erzeugung von passgenauen Schablonen, auf Basis der virtuellen OP-Planung und Plattenfertigung, erreicht werden (Abschnitt 3.5.4.2 - F 2.3 und F 2.4). Die Entwurfsmuster orientieren sich dabei an gängigen Schablonen aus der rekonstruierenden MKG (Cornelius et al. 2015; Foley et al. 2013).

Mit der Konfiguration der Schablonengrundform wurden verschiedene Interaktionskonzepte zur Parametrierung einer Schablone geschaffen (Abschnitt 3.4.1). So kann der individuellen Anatomie Rechnung getragen werden. Dennoch zeigen die Erprobungsergebnisse (Abschnitt 3.5.4.2 - F 2.3), dass erweiterte Konfigurationsmöglichkeiten notwendig sind. Aktuell bietet der Systembaustein keine Echtzeiterkennung von potentiell problematischen Konfigurationen, wie bspw. eine ungenügende Auflagefläche auf dem Knochen oder sich überlagernde Säge- und Bohrführungen. Weiter wurden tiefergehende Möglichkeiten für die Positionierung einer Sägeführung oder die individuelle Ausrichtung der Fibulaschablone pro Segment angemerkt. Durch entsprechende Erweiterung des Funktionsumfangs könnten mögliche Defizite bei der späteren Anwendung bereits bei der Schablonengenerierung erkannt und präventiv vermieden werden.

Darüber hinaus ist die Untersuchung einer automatischen Berechnung von Fixierungslöchern empfehlenswert. Ähnlich einer Netzstruktur könnten Fixierungslöcher einheitlich und mit gleichem Abstand zueinander auf der Schablonenoberfläche angeordnet werden. Weiter ist im Kontext einer wissensbasierten OP-

Planung auch die Modellierung verschiedener Parameter für das zu verwendende OP-Instrumentarium (Bohrdurchmesser, Dicke des Sägeblattes, Durchmesser der Fixierungsschrauben, etc.) in einer Ontologie denkbar. Eine flexible Schablonengenerierung auf Basis von hinterlegtem Wissen scheint vor allem im Zusammenhang mit zusätzlichen Plattensystemen sinnvoll.

4.4.2 Limitationen der Vorbereitung von Platten und Schablonen

Die hybride Plattenvorbereitung wurde für lediglich ein, in Heidelberg häufig verwendetes, Plattensystem entwickelt. Die Eignung für weitere Plattensysteme wurde nicht untersucht und gilt es zu zeigen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Markierungsstifte explizit für die betrachtete Standardplatte entworfen wurden. Für weitere Plattensysteme sind daher neue, passgenaue Stifte zu fertigen.

Die entwickelte Schablonengenerierung stellt im aktuellen Entwicklungsstatus genau ein Entwurfsmuster für den Unterkiefer und die Fibula bereit. Notwendige erweiterte Konfigurationsmöglichkeiten wurden bereits erwähnt. Als Limitation kann zudem die fehlende Flexibilität bei der Auswahl von andersartigen Sägeführungen (bspw. Sägekanten anstatt Sägespalte) oder die Einstellung der Länge einer Bohrführung angesehen werden. Des Weiteren sollten unterstützende Informationen für die korrekte Verwendung auf den Schablonen eingeprägt werden, wie bei industriell gefertigten Instrumenten üblich. Dabei empfiehlt es sich bspw. in der Spenderregion die Fibulaseite (links/rechts) oder das distal/proximal zu positionierende Ende zu kennzeichnen. Aufgrund der röhrenförmigen Anatomie der Fibula ist eine eindeutige Anbringung nicht immer gegeben, so dass zusätzliche Informationen eine wertvolle Unterstützung darstellen würden.

4.5 Intraoperative Umsetzung und Genauigkeiten

Die hier folgenden Ausführungen diskutieren die Ergebnisse der 21 Operationen an 3D-gedruckten Knochenmodellen (Abschnitt 4.5.1) und sich daraus ergebende Limitationen (Abschnitt 4.5.2).

4.5.1 Operation an Knochenmodellen

In der Anwendung zeigen die Sägeschablonen eine gute Gebrauchstauglichkeit (Abschnitt 3.5.5.2 - F 3.1). Die generierten Säge- und Bohrführungen haben sich nach Einschätzung der Chirurg*innen als sehr zweckdienlich erwiesen und passgenau mit dem OP-Instrumentarium ergänzt. Ungenauigkeiten konnten in wenigen Fällen bei der Tumorresektion beobachtet werden. Dabei zeigt sich ein maßgeblicher Zusammenhang mit der uneindeutigen Passung/Auflage der Schablonen auf dem Knochen. Diese Ungenauigkeiten sind allerdings nicht auf fehlerbehaftete Systembausteine von Reko-Compass zurückzuführen. Die Defizite hätten mit dem Umfang der bereitgestellten Funktionalitäten während der Schablonengenerierung verhindert werden können. Folglich deuten die Ergebnisse darauf hin, dass Erfahrungswerte im Umgang mit komplexen CAS-Systemen eine entscheidende Rolle für die Qualität der OP-Planungsergebnisse spielen. Bei den Erprobungen wurde zwar zu Beginn eine Einführung in das jeweilige System anhand eines Demonstrationsfalls gegeben, allerdings zeigt sich in diesem Kontext die Wichtigkeit ausführlicher Systemschulungen. Auch eine verbesserte Usability in Form von unterstützenden Informationen und selbsterklärenden Bedienelementen könnte zu einer optimierten Anwendung beitragen. Gestützt werden diese Beobachtungen durch weitere Anmerkungen während der Operation der Knochenmodelle zu der *nicht optimalen* Qualität der virtuellen OP-Planung in einem Fall (Abschnitt 3.5.5.2 - F 3.2).

Nach Verschraubung der Segmente am Rest-UK zeigt sich eine durchgängig hohe Zufriedenheit der Chirurg*innen mit dem betrachteten OP-Ergebnis (Abschnitt 3.5.5.2 - F 3.2). Die wenigen ersichtlichen Auf-

fälligkeiten stehen im Zusammenhang mit den bereits genannten Positionierungsschwierigkeiten bzw. der OP-Planungs- und Plattenqualitäten. In Folge dessen konnten in vier Fällen relativ große Spalte zwischen benachbarten Segmenten oder am Anschluss an den Rest-UK festgestellt werden. In der vorliegenden Arbeit wurde zur Untersuchung der Umsetzungsgenauigkeit jedoch nur die Form und Lage des Transplantats berücksichtigt. Als limitierender Faktor wurde die Umsetzung der Segmenträndern nicht vermessen. Diese haben somit keinen direkten Einfluss auf die gemessene Umsetzungsgenauigkeit und wurden lediglich qualitativ von den Chirurg*innen bewertet. Zu große Spaltmaße können bei *realen* Patien*innen allerdings zu einer unvollständigen Verknöcherung führen und erhebliche Komplikationen hervorrufen. Dies geht mit einer verzögerten dentalen Rehabilitation und verringerten Lebensqualität einher (Knitschke et al. 2022). Daher sollte in weiterführenden Evaluationen das Spaltmaß bei der Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit mitberücksichtigt werden. Als optimal wird eine Spaltbreite von weniger als 1 mm angesehen, was allerdings bei mikrovaskulären Unterkieferrekonstruktionen i.d.R. nicht erreicht werden kann. Bei größeren Lücken ist eine sekundäre Verknöcherung unter guten Bedingungen möglich, kann jedoch über ein Jahr in Anspruch nehmen.

Postoperative Umsetzungsgenauigkeit

Die gemessenen Umsetzungsgenauigkeiten über alle Fälle (Abschnitt 3.5.5.2 - F 3.4) zeigen eine mittlere Abweichung der Transplantate von $2,01 \pm 0,98\,mm$ im Vergleich zum virtuellen OP-Plan. Im Vergleich berichten van Baar et al. in ihrem systematischen Literaturreview von 2018 von einer Umsetzungsgenauigkeit von 0 mm bis 12,5 mm und 0,9 Grad bis 17,5 Grad bei computerassistierten Unterkieferrekonstruktionen (van Baar et al. 2018). Bei näherer Betrachtung der in den Artikeln geschilderten Auswertungsmethoden zeigt sich ein sehr heterogenes Vorgehen, was die Ergebnisse nur schwer vergleichbar macht (van Baar et al. 2018). Die eingeschlossenen Studien weisen zudem starke Unterschiede in den Fallzahlen, Schweregraden der Fälle und verwendeten Transplantate auf. Ein aussagekräftiger Vergleich der in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Operationen an Knochenmodellen mit klinischen Studien und Fallbeispielen ist vor diesem Hintergrund nur schwer möglich. Um einen validen Vergleich der postoperativen Ergebnisse zu ermöglichen, werden zukünftig standardisierte Auswerteprotokolle benötigt (van Baar et al. 2018; Yang et al. 2021). Dennoch lassen die erzielten Genauigkeiten auf eine präzise und qualitativ hochwertige Planungsumsetzung unter Laborbedingungen schließen. Bestärkt wird diese Erkenntnis durch die überwiegend positiven Rückmeldungen während der Operation der Knochenmodelle (Abschnitt 3.5.5.2 - F 3.1 und F 3.2).

Der Vergleich von operierten Studienfällen mit PSI ($1,81 \pm 0,98\,mm$) gegenüber Fällen mit Standardplatte ($2,17 \pm 0,99\,mm$) weist vergleichbare Genauigkeitswerte in beiden Gruppen auf (Abschnitt 3.5.5.2 - F 3.4). Diese Ergebnisse lassen auf eine erfolgreiche Einbettung von Standardimplantaten in den ansonsten rein virtuellen OP-Planungs- und Vorbereitungsprozess von Reko-Compass schließen. Auf dem Weg zu einer autark am Klinikum durchführbaren computerassistierten Unterkieferrekonstruktionsplanung stellt dies eine vielversprechende Alternative zu den als Goldstandard angesehenen PSIs dar. Damit können auch zeitkritische, tumorbedingte Fälle möglichst präzise geplant und vorbereitet werden.

Postoperative Umsetzungsgenauigkeit bei intraoperativer Navigationsassistenz

Bei Operation der Knochenmodelle wurde bei elf Fällen der Klassen H/HC das entwickelte Navigationssystem von Reko-Compass miteinbezogen. Dabei konnte im Schnitt eine ungenauere Umsetzung gegenüber Fällen ohne zusätzliche intraoperative Assistenz gemessen werden (Abschnitt 3.5.5.2 - F 3.4).

Eine Begründung für diese, auf den ersten Blick überraschende, Beobachtung liegt in dem Studiendesign. Dabei wurden vornehmlich schwerwiegende Fälle mit langstreckigen Transplantaten (lange Hebel) navigiert. Kleine Verschiebungen durch die Fixierung des Transplantats am Rest-UK zeigen somit eine große Auswirkung auf das freistehende Transplantatende am Kiefergelenk. Diese unerwünschten Bewegungen wurden in Echtzeit vom Navigationssystem erfasst und haben mehrfach zu einer direkten Anpassung der Verschraubung durch die Chirurg*innen geführt. Das Navigationssystem bietet nach Ansicht der Chirurg*innen somit den gewünschten Mehrwert einer zusätzlichen Assistenz bei freistehendem Kiefergelenk.

Bei Bewertung der gemessenen Genauigkeiten ist zu berücksichtigen, dass mannigfaltige Einflüsse eine Rolle bei der akkuraten Umsetzung einer Rekonstruktion spielen. Daher gilt es in weiterführenden Evaluationen zu untersuchen, ob die leicht ungenaueren Umsetzungen der Studienfälle der Klassen H/HC lediglich auf das Studiendesign zurückzuführen sind oder ob tiefergehende Probleme/Defizite bei Anwendung des Navigationssystems vorliegen. In diesem Kontext sollten in einer Vergleichsgruppe auch Fälle mit freistehendem Kiefergelenk ohne Navigationsunterstützung rekonstruiert werden, um den Mehrwert der Navigation quantifizieren zu können.

4.5.2 Limitationen

Die Ergebnisse der operierten Knochenmodelle sind als vielversprechend einzustufen. Dabei konnten die Machbarkeit einer Unterkieferrekonstruktion unter Verwendung der entwickelten Systembausteine gezeigt und erste Rückschlüsse über die Genauigkeiten unter Laborbedingungen gezogen werden. Für die weitere Erprobung sind jedoch realitätsnähere Evaluationen anzustellen. Auf dem Weg zu einer klinischen Studie sind im nächsten Schritt post mortem Untersuchungen an Körperspender*innen denkbar.

In diesem Kontext ist auch die Auswertemethodik zu hinterfragen. Der implementierte Evaluationsbaustein (Abschnitt 3.3.4) hat sich als geeignet für die technisch orientierte Bewertung der Umsetzungsgenauigkeit an Knochenmodellen erwiesen. In einer post mortem oder klinischen Studie kann jedoch nicht auf künstliche Landmarken zur Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit zurückgegriffen werden. Das entwickelte Verfahren würde in diesem Fall die direkte Positionierung von Landmarken an markanten Knochenvorsprüngen oder -senken ermöglichen. Wie zuvor bereits diskutiert, stellt sich allerdings die allgemeine Frage nach einem standardisierten und validierten Vorgehen bei der postoperativen Auswertung von Unterkieferrekonstruktionen. Darüber hinaus sollten bei weiteren Evaluationen auch die Spaltgrößen zwischen benachbarten Knochensegmenten berücksichtigt werden. Ein entsprechender Ansatz für den Vergleich von virtuell geplanten und intraoperativ umgesetzten Schnittkanten wird von Hanken et al. beschrieben (Hanken et al. 2015). Über manuell gesetzte 3D-Punkte im postoperativen Kontrolldatensatz können die planaren Schnitte einfach definiert und mit der virtuellen OP-Planung abgeglichen werden.

Eine weitere Limitation zeigt sich in der fehlenden intraoperativen Unterstützung der Chirurg*innen für die korrekte Verschraubung der Knochensegmente mit der Rekonstruktionsplatte. Als Hilfswerkzeug ist die Erstellung einer patientenspezifischen Formgebungshilfe (engl. shaping guide) denkbar (Bao et al. 2017). Vergleichbar zu einer Sägeschablone, beschreibt ein shaping guide den Negativabdruck des geplanten Neo-Unterkiefers. Zum einen dient dieser der Unterstützung bei der Zusammensetzung und Fixierung der einzelnen Segmente. Unerwünschten Verkippungen in Folge der Verschraubung mit der Platte kann damit vorgebeugt werden. Zum anderen stellt die Formgebungshilfe eine direkte Qualitätskontrolle bei der Transplantaterstellung dar.

4.6 Bedienbarkeit und Effizienz

Eine intuitive Bedienbarkeit ist ein entscheidender Faktor für die effiziente Verwendung von komplexen Systemen wie Reko-Compass. Sie trägt wesentlich zur Systemakzeptanz des benutzenden klinischen Personals bei. Während den Erprobungen in Abschnitt 3.5 wurde ein besonderes Augenmerk auf den Funktionsumfang, die Usability (SUS-Fragebogen) sowie die Visualisierungs- und Interaktionskonzepte der präoperativen Systembausteine gelegt. Um die Effizienz bei Anwendung von Reko-Compass einordnen zu können, wurden spezifische Zeiten für einzelne Bearbeitungsschritte erfasst.

Die Systembausteine von Reko-Compass bieten eine schlanke Bedienoberfläche. Diese sind in homogene Funktionseinheiten (Menü, dynamische Bedienoberfläche, Bestätigung) unterteilt, um den Wiedererkennungswert zu steigern und das Systemverhalten so einheitlich wie möglich zu gestalten (Abschnitt 3.2.6). Durch die dynamische Bereitstellung von Bedienelementen wird eine zielgerichtete Dialogführung erreicht, so dass die Bedienbarkeit (SUS) von den Chirurg*innen durchgängig als *gut* bis *exzellent* angesehen wurde (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.1 und Abschnitt 3.5.4.2 - F 2.1 und F 2.3). Analog dazu zeichnet sich die Visualisierung durch eine gezielte Darstellung notwendiger Planungsdaten für die Erledigung eines Workflowschrittes aus. Mit den View-Plugins *Spenderregion* und *CAS-Multiwidget* wurde zudem eine flexible und unabhängige Visualisierung von räumlich oder zeitlich getrennten Bilddaten ermöglicht (Abschnitt 3.2.6 und Abschnitt 3.3.3.2). Für die Interaktion mit den Planungsdaten konnten MITK-Konzepte zum Umgang mit 3D-Punkten und Ebenen aufgegriffen und adaptiert werden. Insgesamt wurde der Funktionsumfang sowie die Visualisierungs- und Interaktionskonzepte als zielführend und zufriedenstellend von den Chirurg*innen angesehen. Dennoch zeigt sich an verschiedenen Stellen Verbesserungspotential. Exemplarisch wurden bei der virtuellen OP-Planung unterstützende Informationen bei Auswahl der zu berechnenden Rekonstruktionsvarianten vorgeschlagen (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.1). Mit Hilfe von schematischen Darstellungen der Transplantate, Gefäßlagen und der Hautinsel könnte die Konfiguration an dieser Stelle intuitiver gestaltet werden.

Die gemessenen Zeiten weisen konstante Verwendungsdauern der Systembausteine, ohne extreme Ausreißer, auf (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.3 und Abschnitt 3.5.4.2 - F 2.2 und F 2.4). Dies kann auch bei schwerwiegenden Fällen mit komplexen, lang gestreckten Transplantaten beobachtet werden. Insgesamt lassen die Zeiten auf eine effiziente Bedienung und zielgerichtete Erfüllung der Planungsfragestellungen schließen. Aufgrund der begrenzten Vergleichbarkeit ist eine Gegenüberstellung mit ähnlichen Ansätzen nur schwer möglich. Im Gegensatz zu etablierten Planungs- und Druckdienstleistungen mit externen Abhängigkeiten kann eine Rekonstruktionsplanung mit Reko-Compass jedoch deutlich flexibler und kurzfristiger geplant und vorbereitet werden. Eine Limitation der gemessenen Zeiten liegt darin, dass lediglich die Arbeitsschritte berücksichtigt wurden, welche in direktem Zusammenhang mit dem Workflow von Reko-Compass stehen. Wie bereits in der Systemerprobung erläutert, wurden zeitaufwendige Vorbereitungsschritte, wie die Segmentierung, nicht untersucht (Abschnitt 3.5.3.2 - F 1.3). In den letzten Jahren haben sich hierfür vor allem tiefe neuronale Netze (engl. Deep Learning) zur Segmentierung von anatomischen Strukturen als vielversprechende Ansätze hervorgetan (Park et al. 2022; Torosdagli et al. 2019; Xu et al. 2021). Damit ein aussagekräftiger Vergleich des gesamten Aufwands einer klinikintern geplanten und vorbereiteten Rekonstruktion mit Reko-Compass gegenüber dem etablierten Vorgehen gezogen werden kann, sind somit weiterführende Untersuchungen erforderlich, welche alle notwendigen Arbeitsschritte miteinbeziehen.

4.7 Vorgehen bei der Entwicklung und Erprobung

Im Folgenden wird das Vorgehen dieser Arbeit zur Entwicklung von Reko-Compass und die verwendeten Entwicklungswerkzeuge betrachtet (Abschnitt 4.7.1). Danach folgt eine Diskussion des Evaluationskonzepts mit seinen insgesamt fünf aufeinander aufbauenden Voruntersuchungen/Erprobungen (Abschnitt 4.7.2).

4.7.1 Systementwicklung und verwendete Werkzeuge

Die Entwicklung von Reko-Compass ist in enger Zusammenarbeit mit Chirurg*innen der MKG des UKHD erfolgt. In einem iterativen Prozess konnte der Entwicklungsfortschritt kontinuierlich mit den Expert*innen besprochen, getestet und Rückmeldungen sukzessive eingearbeitet werden (Abschnitt 2.2.3). Dabei zeigt sich die Wichtigkeit, die späteren Systemanwendenden frühzeitig in den Entwicklungsprozess einzubeziehen. Systemkonzepte und -realisierungen konnten dadurch direkt angepasst werden, was sich positiv auf die Funktionsweise und Bedienbarkeit von Reko-Compass ausgewirkt hat.

Für Systemtests während der Entwicklung wurde zu Beginn ein Testdatensatz aus drei retrospektiven klinischen Fällen der MKG zusammengestellt. Mit den Testfällen konnten verschiedene Defektklassen und Schweregrade abgedeckt werden. Damit war es möglich unterschiedliche Szenarien und typische Randprobleme bereits bei der Implementierung zu überprüfen. Wie die Erprobungsergebnisse in Abschnitt 3.5 zeigen, konnten trotz sorgfältiger Testung während der Implementierung nicht alle Schwächen von Reko-Compass aufgedeckt werden. Auffälligkeiten bei der Generierung von Sägeschablonen (bspw. die Überschneidung von Säge- und Bohrführungen) oder die Bereitstellung von Monosegmentlösungen bei kurzen Defekten wurden bspw. nicht erkannt. Auf Basis dieser Erkenntnisse ist ein umfangreicherer Testdatensatz für die weitere Entwicklung zu empfehlen.

Von zentraler Bedeutung für die Systemimplementierung ist das verwendete MITK, welches nachfolgend näher betrachtet werden soll. Die Wissensakquise und daraus entstandene Ontologie wurde bereits in Abschnitt 4.2 diskutiert.

Verwendung des Medical Imaging Interaction Toolkit

Die Verwendung des MITK als Entwicklungsframework hat sich als sehr gut geeignet erwiesen. Allgemein stellt das MITK einen breiten Grundstock an relevanten Softwarebibliotheken für die medizinische Bildverarbeitung und computerassistierte Chirurgie bereit. Ein weiteres entscheidendes Kriterium für die Verwendung war die vorhandene RDF(S)-Integration zur Entwicklung von wissensbasierten Systemen.

Zentrale Funktionalitäten stehen unter anderem für den Umgang mit DICOM-Bilddaten oder Oberflächenmodellen, verschiedene Visualisierungskonzepte, das Datenmanagement oder intelligente Interaktionskonzepte zur Verfügung. Diese können einfach adaptiert, erweitert und wiederverwendet werden. Bei der Implementierung von Reko-Compass konnte somit auf einem sehr spezifischen Niveau eingestiegen und grundlegende Konzepte vom MITK konnten übernommen werden.

Limitierende Faktoren waren aus Vorarbeiten vorrangig für die Berechnung von booleschen Operationen bekannt, welche elementar für die implementierte Schablonengenerierung sind. Als stabil funktionierende Alternative mit essentiellen Werkzeugen zur Modellierung von 3D-Objekten wurde die Open-Source-Grafiksuite *Blender* identifiziert. Durch die realisierte *Modellierungsschnittstelle* (Anhang A.3) ist es gelungen, eine direkte Verwendung der *Blender*-Funktionalitäten in der MITK-Umgebung von Reko-Compass zu ermöglichen. Für die hier entstandene wissenschaftliche Software stellt dies eine zweckmäßige Lösung

dar. Allerdings können, aufgrund des Datentransfers (Datenimport und -export) zwischen der MITK- und *Blender*-Umgebung, zeitliche Verzögerungen beobachtet werden. Für zukünftige Entwicklungen ist daher die Einbindung einer spezialisierten Softwarebibliothek für die Berechnung von booleschen Operationen auf 3D-Oberflächenmodellen in das MITK-Framework empfehlenswert.

4.7.2 Systemerprobung

Mit den Voruntersuchungen und Systemerprobungen (Abschnitt 3.5) konnten unterschiedliche Fassetten von Reko-Compass erfolgreich evaluiert werden. Das stufenweise Vorgehen hat sich als geeignet für die differenzierte Betrachtung des gesamten Workflows zur computerassistierten Unterkieferrekonstruktion erwiesen. Über die PDF-basierten Validierungsbögen (Voruntersuchung) und die Erhebungsbögen (Erprobung an retrospektiven klinischen Fällen) ist es gelungen, eine Vielzahl an qualitativen und quantitativen Merkmalen strukturiert zu erheben.

Insgesamt waren die untersuchten Aspekte bewusst breit angelegt. Im Vordergrund stand die Betrachtung aller Systembausteine und damit die Machbarkeit einer computerassistierten Rekonstruktion mit Reko-Compass. Insbesondere der Funktionsumfang und die Bedienbarkeit der Software sowie die Qualität der OP-Planungs- und Vorbereitungsergebnisse und deren Anwendbarkeit im OP standen im Fokus. Über die Operation der Knochenmodelle konnte zudem die Umsetzungsgenauigkeit unter vereinfachten Bedingungen untersucht werden.

An der gesamten Erprobung waren sieben Chirurg*innen beteiligt. Von der Vorbereitung (Segmentierungen, 3D-Drucks der Knochenmodelle, etc.) über die Durchführung (OP-Planungen und Modelloperationen) bis hin zur postoperativen Auswertung erstreckten sich die Untersuchungen über mehrere Monate. Aufgrund dieses zeitintensiven Charakters wurde der Aufwand bewusst auf mehrere Personen verteilt. Deshalb wurde die Erprobung des OP-Planungssystems (Abschnitt 3.5.3) auch mit drei Chirurg*innen durchgeführt, wohingegen die Vorbereitung von PSIs und Schablonen (Abschnitt 3.5.4) nur von einer*einem Chirurg*in erprobt wurde. Weiter wurde für jeden retrospektiven Fall genau eine virtuelle OP-Planung angefertigt. Unterschiede und Übereinstimmungen der Chirurg*innen sind mit diesem Studiendesign nur schwer zu erfassen. Vor allem im Hinblick auf eine personalisierte OP-Planung (wie in Abschnitt 4.3.1 diskutiert) wäre eine Analyse von subjektiven Unterschieden jedoch von Interesse.

Ähnlich verhält es sich mit der Voruntersuchung zur Validität des Wissens und der Rekonstruktionsvorschläge (Abschnitt 3.5.2). Dabei wurden 27 Unterkieferdefekte simuliert und für 146 Vorschläge die Frage *valide* oder *nicht valide* beantwortet. Dabei konnte die Korrektheit des Wissens und die Interpretation durch die Berechnungslogik gezeigt werden. Für eine klinisch aussagekräftigere Bewertung wäre jedoch eine Beurteilung mittels dedizierten Erhebungsbögen, wie sie bei der Erprobung des OP-Planungssystems (Abschnitt 3.5.3) verwendet wurden, erstrebenswert.

Des Weiteren ist anzumerken, dass die Evaluationen ausschließlich von Chirurg*innen der MKG des UKHD vorgenommen wurden. Dies schließt auch Personen ein, welche bei der Wissensakquise und iterativen Systementwicklung mit einbezogen wurden. Eine unabhängige Systemevaluation ist in diesem Sinne nicht gegeben. Ein gewisser Bias kann daher nicht ausgeschlossen werden.

Die Planungsumsetzung einer Rekonstruktion konnte durch Operation der Knochenmodelle in 21 Fällen untersucht werden. Über die Knochenmodelle lässt sich die Hartgewebesituation in hohem Maße nachstellen, so dass aussagekräftige Schlüsse gezogen werden können. Als Limitation ist jedoch die fehlende

Berücksichtigung des Weichgewebes zu nennen. Des Weiteren wurden keine langstreckigen Transplantate mit freistehenden Kiefergelenken ohne das intraoperative Assistenzsystem von Reko-Compass umgesetzt. Für diese komplexen Fälle gilt es zu zeigen, welche Genauigkeiten ohne Navigation erzielt werden können. Die hier durchgeführten Erprobungen können somit nur der erste Schritt in einer Reihe von Evaluationen zur Untersuchung von Reko-Compass sein. Als nächstes sind realitätsnähere Evaluationen anzustellen. Dabei ist eine Untersuchung an Körperspender*innen angedacht. Die Ergebnisse einer post mortem Pilotstudie würden weitere Rückschlüsse über die Güte einer Rekonstruktion unter Einsatz von Reko-Compass und ggf. notwendige Erweiterungen zulassen. Um die klinische Überlegenheit gegenüber etablierten Verfahren zu zeigen, ist perspektivisch eine klinische Evaluation mit einer entsprechend hohen Anzahl an Patient*innen notwendig.

4.8 Fazit und Ausblick

Diese Arbeit präsentiert grundlegend neue Konzepte für eine wissensbasierte OP-Planung von Rekonstruktionen mit autologen Transplantaten. Dabei wurde spezifisches Domänenwissen in einer Ontologie separat von der Berechnungslogik strukturiert. In Kombination mit Referenzmodellen des Ober- und Unterkiefers wurden Ansätze erarbeitet, welche die zuverlässige und qualitativ hochwertige Berechnung von OP-Planungsvorschlägen ermöglichen. Präzise virtuelle OP-Planungen lassen sich damit auch bei schwerwiegend deformierten Fällen und akut notwendigen Eingriffen effizient und auf hohem Niveau erstellen. Verbesserungspotential zeigt sich bei der Registrierung von Referenzmodellen und einer hierarchischen Aufteilung der Ontologie. Zudem wurden Aspekte diskutiert, welche die ganzheitliche Betrachtung bei der Berechnung einer Rekonstruktion weiter verbessern könnten (Umgang mit kurzen Segmenten, *Human-In-The-Loop*-Ansatz, etc.).

Bei der Vorbereitung einer OP bietet Reko-Compass maximale Flexibilität. Neben der PSI-Vorbereitung wurde mit der Einbettung von Standardplatten ein zentrales Konzept für die klinikinterne Vorbereitung integriert. Dabei wurden die dedizierten Softwarelösungen zur virtuellen OP-Planung und Schablonengenerierung mit analog angeformten Standardimplantaten kombiniert. Dies ist als wesentlicher Vorzug gegenüber zeit- und kostenintensiven externen Dienstleistungen anzusehen.

Generische Schnittstellen und erweiterbare Konzepte bilden die Basis für die flexible Erweiterung und Wiederverwendbarkeit. Dabei konnte die Erweiterbarkeit um Beckenkammtransplantate erfolgreich demonstriert werden. Zukünftig gilt es zu untersuchen, wie sich die vorgestellten Ansätze auf weitere Transplantate anwenden lassen. Mit der Integration einer intraoperativen Navigationsassistenz ist es gelungen einen durchgängig computerassistierten Workflow für die optimierte prä- und intraoperative Unterstützung zu schaffen.

Damit leistet diese Arbeit einen wesentlichen Beitrag zur Optimierung des etablierten Vorgehens (vgl. Abschnitt 2.1.2.3). Von der aktiven Unterstützung der Chirurg*innen durch intelligente Softwarelösungen profitiert sowohl das behandelnde Fachpersonal als auch die betroffenen Patient*innen. Die Ergebnisse dieser Arbeit bilden die Basis für weiterführende wissensbasierte Systeme im Bereich der rekonstruierenden Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.

Die Bedienbarkeit von Reko-Compass wurde als *gut* bis *exzellent* angesehen. Auf dem Weg zu einem klinisch einsetzbaren System bedarf es jedoch optimierter Bedienoberflächen. Für die nachhaltige Verwendung in der klinischen Routine ist zudem eine MDR-konforme Weiterentwicklung der wissenschaftlichen

Softwarebausteine unumgänglich. Aufgrund der stetig steigenden Regulatorik ist dies im Forschungsumfeld meist nur schwer bis nicht realisierbar. Mit der vorliegenden Arbeit wurden die Grundlagen für die weitere Verwendung der Entwicklungsergebnisse durch die Industrie geschaffen. Interessensbekundungen hierfür liegen bereits vor.

Ausblick

Neben den bereits diskutierten Schwachstellen und möglichen Verbesserungen von Reko-Compass wird eine vielversprechende Erweiterung in der virtuellen Planung von Zahnimplantaten zur dentalen Rehabilitation gesehen. Das Potential des sog. *Backward Planning* zeigt sich darin, dass, ausgehend von einer ideal geplanten okklusalen Beziehung der Zahnimplantate zum Oberkiefer, deren Verankerung im Unterkiefer und folglich die Transplantatstellung abgeleitet werden kann (Levine et al. 2013; Rana et al. 2017; Seier et al. 2020). Der in dieser Arbeit vorgestellte Ansatz zur Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen könnte darüber weiter verfeinert werden. Durch eine detailliertere Optimierung der Kieferrelation ließe sich die bestmögliche Bereitstellung von Knochenmaterial für die Implantatverankerung untersuchen.

Ein häufig diskutiertes Thema während der Systementwicklung war die intraoperative Anpassung einer OP-Planung. Geänderte Voraussetzungen, welche erst im Laufe eines operativen Eingriffs ersichtlich werden (bspw. die Anpassung der geplanten Tumorresektion), können eine Adaption des präoperativ erstellten OP-Plans zur Folge haben. Möglichkeiten zur interaktiven Anpassung der OP-Planungsergebnisse werden vom realisierten OP-Planungssystem bereits bereitgestellt. Jedoch sind nach Anpassung des Plans die Sägeschablonen und vorgefertigte Platten höchstwahrscheinlich obsolet. Vielversprechende Alternativen liegen in der robotergestützten Osteotomie mittels Lasertechnologie (Augello et al. 2018) oder geführten Sägen (Chao et al. 2016). Weiter sind navigationsgestützte Osteotomien (Bernstein et al. 2017) sowie Augmented- und Mixed-Reality-Ansätze, bei welchen die geplanten Segmente und Osteotomien auf die Patientenanatomie projiziert werden (Meng et al. 2021; Zhao et al. 2023), denkbar. Mit dem Potential präoperativ festgelegte Osteotomien im OP ad hoc und ohne Präzisionsverlust anzupassen, könnte flexibel auf geänderte Gegebenheiten reagiert werden. Zur Fixierung müsste in diesem Zusammenhang die Verwendung von flexibler formbaren Miniplatten in Betracht gezogen werden.

Reko-Compass eröffnet zudem die Möglichkeit die präsentierten Ansätze auf weitere Fragestellungen und Fachdisziplinen auszuweiten. Naheliegend ist die Erschließung von weiteren Szenarien aus der MKG (bspw. die Oberkieferrekonstruktion) oder Fragestellungen aus verwandten Fächern wie die Kieferorthopädie oder Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Eine weitere naheliegende Disziplin ist die Orthopädie. Als konkretes Beispiel dienen Gangstörungen (bspw. ein Kauergang oder derotierte untere Extremitäten) in Folge von Spastiken, Dyskinesen oder Diplegien. Klinisch liegt häufig eine diagnostizierte infantile Zerebralparese zugrunde (Wren et al. 2005). Zur Behandlung steht der Orthopädie unter anderem die Korrektur der Skelettanatomie zur Verfügung. Vergleichbar zur Unterkieferrekonstruktion, werden komplexe Schnitte (Korrekturosteotomien) geplant, um den Deformitäten entgegenzuwirken. Dabei müssen die Auswirkungen einer Korrektur auf weiter distal gelegene Gelenke berücksichtigt werden. Somit gilt es die bestmögliche Korrektur in Anbetracht diverser funktioneller Aspekte zu finden. Auf Basis der vorliegenden Arbeit wäre eine wissensbasierte OP-Planung der anzulegenden Korrekturen und die damit verbundenen Osteotomien für eine optimierte Interventionsplanung denkbar.

Zusammenfassung

Diese Arbeit befasst sich mit der computerassistierten Planung und Vorbereitung von tumorbedingten Unterkieferrekonstruktionen mit mikrochirurgischen Knochentransplantaten. In den meisten Fällen liegt ein Plattenepithelkarzinom der Mundschleimhaut zugrunde, welches den Unterkiefer substantiell infiltriert. Als therapeutischer Goldstandard hat sich in den vergangenen Jahrzehnten die operative Entfernung der Malignität bewährt. Infolge dessen treten teils erhebliche segmentale Defekte (Lücken) am Unterkiefer auf. Dessen zentrale Bedeutung für die Kau-, Schluck- und Sprachfunktionalität sowie für die Aufrechterhaltung freier Atemwege und die Ästhetik des unteren Gesichtsdrittels machen eine Wiederherstellung der Unterkieferkontinuität erforderlich. Vor allem bei langstreckigen Defekten stellt das Wadenbein das Transplantat der Wahl dar.

Aufgrund der Komplexität des Eingriffs muss die Tumorresektion und Unterkieferrekonstruktion sorgfältig geplant und vorbereitet werden. Dabei hat sich die Inanspruchnahme von kommerziellen Dienstleistungen etabliert. In Telekonferenzen werden unter Anleitung der behandelnden Fachkräfte auf Industrieseite computerbasierte (virtuelle) Operationsplanungen und passgenaue Osteosyntheseplatten sowie Knochensägeschablonen für die intraoperative Umsetzung angefertigt. Dabei zeigen sich teils erhebliche Defizite. Die notwendigen Prozesse sind aufwendig, kostenintensiv und fehleranfällig, was sich im schlimmsten Fall negativ auf die Qualität der Planungsergebnisse auswirken kann.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung von Lösungen für die wissensbasierte und computerassistierte Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen mit Wadenbeintransplantaten am *Point-of-Care* (klinikintern). Die Entwicklungen und Erprobungen erfolgen in enger Zusammenarbeit mit Chirurg*innen der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG) des Universitätsklinikums Heidelberg.

Zunächst werden bestehende Ansätze aus Industrie und Wissenschaft analysiert und Schwachstellen herausgearbeitet. Darauf aufbauend werden Anforderungen an das zu entwickelnde System definiert und ein Konzept sowie eine Softwarearchitektur entworfen. Dies umfasst: präoperative Softwarelösungen für eine wissensbasierte virtuelle Operationsplanung sowie zur Erstellung von individuellen Osteosyntheseplatten und Sägeschablonen, eine Schnittstelle zu einem Navigationssystems für die intraoperative Assistenz und eine Softwarelösung für die Auswertung der Umsetzungsgenauigkeit einer Rekonstruktion an additiv gefertigten Knochenmodellen.

Damit das relevante chirurgische Domänenwissen für eine intelligente Operationsplanung strukturiert erhoben werden kann, wird ein Akquisitionsprozess entworfen und mit Chirurg*innen der MKG durchlaufen. Aus dem akquirierten Wissen werden neuartige Planungskonzepte entwickelt, welche die standardisierte Rekonstruktionsplanung auf Basis grundlegender Regeln ermöglichen. Als maschinenlesbare Repräsentation des erarbeiteten Wissens wird eine umfassende Ontologie entwickelt, welche dynamisch interpretiert werden kann. Über eine Schnittstelle kann das Wissen angefragt und von der Planungsalgorithmik weiterverarbeitet werden.

Zentraler Baustein der Systemarchitektur ist ein System für die virtuelle Operationsplanung von Tumorresektionen und wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlägen. Das Planungssystem umfasst eigens entworfene Referenzmodelle des Ober- und Unterkiefers und kann das Wissen aus der Ontologie automatisiert verarbeiten. Die Referenzmodelle dienen einerseits als *natürliche* Referenzanatomie bei deformierten Unterkiefern, andererseits ermöglichen sie die Abbildung des Wissens auf die Patientenanatomie. Darauf aufbauend wird ein neuartiger Ansatz für die automatisierte Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen entwickelt. In einem iterativen Prozess wird eine standardisierte Positionierung eines Transplantats bestimmt und anhand funktioneller und ästhetischer Aspekte iterativ optimiert. Das Planungssystem bietet erstmalig die Möglichkeit, Vorschläge für verschiedene Rekonstruktionsvarianten auf Basis von umfangreichem Wissen automatisiert zu berechnen, zu vergleichen und interaktiv fein zu justieren.

Für die Plattenfertigung werden Lösungen entwickelt, welche es ermöglichen, manuell formbare Osteosyntheseplatten (Standardplatten) in das ansonsten rein virtuelle System einzubetten. Die entwickelte Softwarelösung stellt Registrierungskonzepte für die Überlagerung von digitalisierten Platten mit dem virtuellen Operationsplan bereit. Darauf aufbauend werden Funktionalitäten für die Konfiguration und automatisierte Generierung von Sägeschablonen - inklusive Bohrführungen für Schraubenlöcher der digitalisierten Platte - entwickelt. Mit Hilfe einer generischen Schnittstelle können die Schablonen anschließend additiv gefertigt werden. Diese Lösungen ermöglichen die klinikinterne Vorbereitung und dienen einer möglichst präzisen intraoperativen Planungsumsetzung.

In einer Voruntersuchung wird die Registrierungsgenauigkeit der Unterkieferreferenz bei der virtuellen Operationsplanung untersucht. Darauf aufbauend folgt die Validierung der Ontologie und der entwickelten Berechnung von Rekonstruktionsvorschlägen. Eine erfolgreiche Voruntersuchung dieser zentralen Planungsaspekte ist die Voraussetzung für die folgende systematische Erprobung der einzelnen Systembausteine. Dabei wird das System an 21 retrospektiven klinischen Fällen evaluiert, indem jeweils die Operationsplanung und Vorbereitung der Unterkieferrekonstruktion von Chirurg*innen der MKG angefertigt wird. Danach wird durch die Operation an additiv gefertigten Knochenmodellen die Umsetzungsgenauigkeit bewertet. Der zeitliche Aufwand bei Einsatz des Systems wird kontinuierlich dokumentiert. Die Bedienbarkeit wird mit einem validierten Fragebogen beurteilt. Rückmeldungen der Chirurg*innen zu den Systemfunktionalitäten und bei Bearbeitung der Studienfälle werden mit eigens erarbeiteten Erhebungsbögen erfasst. Die rekonstruierten Modellunterkiefer werden abschließend digitalisiert und die Umsetzungsgenauigkeit im Vergleich zur virtuellen Planung ausgewertet. Als wichtige Ergebnisse sind die positiven Rückmeldungen der Chirurg*innen zu den Planungsvorschlägen und -ergebnissen sowie die gemessene mittlere Umsetzungsgenauigkeiten von 2 mm bei Operation der Knochenmodelle zu nennen.

Mit dieser Arbeit wird den Chirurg*innen ein umfassendes wissenschaftliches System für die durchgängig computerassistierte Unterkieferrekonstruktion an die Hand gegeben. Durch den hohen Automatisierungsgrad und die Einbettung von Standardimplantaten wird eine autarke sowie klinikinterne Operationsplanung und Vorbereitung möglich. Domänenspezifisches Wissen wurde dabei erstmalig in einer Ontologie aufbereitet und es wurden neuartige Ansätze für die intelligente Rekonstruktionsplanung nach standardisierten Regeln entwickelt. Die Erprobungsergebnisse lassen auf eine qualitativ hochwertige Operationsplanung, auch bei schwerwiegend deformierten Fällen, schließen. Somit bildet diese Arbeit die Grundlage für weitere wissensbasierte Systeme im Bereich der rekonstruierenden MKG, für weitere wissenschaftliche Untersuchungen und für die Industrie-getriebene Entwicklung einer medizinischen Software zur nachhaltigen Verwendung der erarbeiteten Lösungen.

Literaturverzeichnis

Aimar, A., Palermo, A. und Innocenti, B. (2019). **The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art**. *J Healthc Eng* 2019: 5340616.

Alassaf, M. H., Li, W., Joshi, A. S. und Hahn, J. K. (2014). **Computer-based Planning System for Mandibular Reconstruction**. *Stud Health Technol Inform* 196: 6–10.

Albrecht, U. und Albrecht, K. (2019). **Kiefer und Kauen aus funktionell therapeutischer Sicht**. In: *Kiefergelenk und Kaustörungen. Ein multidisziplinäres Praxisbuch*. Hrsg. Motzko, M., Weinert, M. und Albrecht, U., 1. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg. S. 13–50.

Alcañiz, P., Pérez, J., Gutiérrez, A., Barreiro, H., Villalobos, Á., Miraut, D., Illana, C., Guiñales, J. und Otaduy, M. A. (2021). **Soft-Tissue Simulation for Computational Planning of Orthognathic Surgery**. *J Pers Med* 11.10: 982.

Allemang, D. und Hendler, J. (2011). ***Semantic Web for the Working Ontologist*. Effective Modeling in RDFS and OWL**. 2. Aufl. Morgan Kaufmann, Amsterdam Boston Heidelberg.

Arce, K., Waris, S., Alexander, A. E. und Ettinger, K. S. (2018). **Novel Patient-Specific 3-Dimensional Printed Fixation Tray for Mandibular Reconstruction With Fibular Free Flaps**. *J Oral Maxillofac Surg* 76.10: 2211–2219.

Augello, M., Baetscher, C., Segesser, M., Zeilhofer, H.-F., Cattin, P. und Juergens, P. (2018). **Performing partial mandibular resection, fibula free flap reconstruction and midfacial osteotomies with a cold ablation and robot-guided Er:YAG laser osteotome (CARLO®) - A study on applicability and effectiveness in human cadavers**. *J Craniomaxillofac Surg* 46.10: 1850–1855.

Bak, M., Jacobson, A. S., Buchbinder, D. und Urken, M. L. (2010). **Contemporary reconstruction of the mandible**. *Oral Oncol* 46.2: 71–76.

Bali, A., Bali, D. und Sharma, A. (2013). **An overview of gene therapy in head and neck cancer**. *Indian J Hum Genet* 19.3: 282–290.

Bao, T., He, J., Yu, C., Zhao, W., Lin, Y., Wang, H., Liu, J. und Zhu, H. (2017). **Utilization of a pre-bent plate-positioning surgical guide system in precise mandibular reconstruction with a free fibula flap**. *Oral Oncol* 75: 133–139.

Berners-Lee, T., Hendler, J. und Lassila, O. (2001). **The Semantic Web: A New Form of Web Content That is Meaningful to Computers Will Unleash a Revolution of New Possibilities**. *Scientific American* 284.5: 34–43.

Bernstein, J. M., Daly, M. J., Chan, H., Qiu, J., Goldstein, D., Muhanna, N., de Almeida, J. R. und Irish, J. C. (2017). **Accuracy and reproducibility of virtual cutting guides and 3D-navigation for osteotomies of the mandible and maxilla**. *PloS one* 12.3: e0173111.

Besl, P. J. und McKay, N. D. (1992). **A method for registration of 3-D shapes**. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 14.2: 239–256.

Blender (2021). **Blender 2.93**. URL: `https://www.blender.org/download/releases/2-93/`

[Stand: 13.2.2024].

Blumenstock, M. (2021). **Konzeption, Entwicklung und Validierung eines elektromagnetischen Navigationssystems zur Unterstützung von Unterkieferrekonstruktionen**. Masterarbeit im Studiengang Medizinischen Informatik. Universität Heidelberg.

Bookstein, F. L. (1989). **Principal warps: thin-plate splines and the decomposition of deformations**. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 11.6: 567–585.

Camurri, M., Vezzani, R. und Cucchiara, R. (2014). **3D Hough transform for sphere recognition on point clouds**. *Mach Vis Appl* 25.7: 1877–1891.

Cates, J., Elhabian, S. und Whitaker, R. (2017). **Chapter 10 - ShapeWorks: Particle-Based Shape Correspondence and Visualization Software**. In: *Statistical Shape and Deformation Analysis. Methods, Implementation and Applications*. Hrsg. Zheng, G., Li, S. und Székely, G., 1. Aufl. Academic Press, London Oxford Boston. S. 257–298.

Chan, B., Rudan, J. F., Mousavi, P. und Kunz, M. (2020). **Intraoperative integration of structured light scanning for automatic tissue classification: a feasibility study**. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 15.4: 641–649.

Chao, A. H., Weimer, K., Raczkowsky, J., Zhang, Y., Kunze, M., Cody, D., Selber, J. C., Hanasono, M. M. und Skoracki, R. J. (2016). **Pre-programmed robotic osteotomies for fibula free flap mandible reconstruction: A preclinical investigation**. *Microsurgery* 36.3: 246–249.

Chi, A. C., Day, T. A. und Neville, B. W. (2015). **Oral cavity and oropharyngeal squamous cell carcinoma–an update**. *CA Cancer J Clin* 65.5: 401–421.

Chow, L. Q. M. (2020). **Head and Neck Cancer**. *N Engl J Med* 382.1: 60–72.

CloudCompare (2022). **CloudCompare. 3D point cloud and mesh processing software Open Source Project**. URL: `https://cloudcompare.org/` [Stand: 13.2.2024].

Cohen, A., Laviv, A., Berman, P., Nashef, R. und Abu-Tair, J. (2009). **Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology**. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108.5: 661–666.

Cornelius, C.-P., Smolka, W., Giessler, G. A., Wilde, F. und Probst, F. A. (2015). **Patient-specific reconstruction plates are the missing link in computer-assisted mandibular reconstruction: A showcase for technical description**. *J Craniomaxillofac Surg* 43.5: 624–629.

Dahake, S., Kuthe, A., Mawale, M., Sapkal, P., Bagde, A., Daronde, S., Kamble, M. und Sarode, B. (2020). **Development of customized implant and customized surgical osteotomy guide in ablative tumor surgery for accurate mandibular reconstruction**. *Int J Med Robot* 16.1: e2046.

Davis, M. H., Khotanzad, A., Flamig, D. P. und Harms, S. E. (1997). **A physics-based coordinate transformation for 3-D image matching**. *IEEE Trans Med Imaging* 16.3: 317–328.

de Boutray, M., Cavalcanti Santos, J., Bourgeade, A., Ohayon, M., Chammas, P.-E., Garrel, R., Poignet, P. und Zemiti, N. (2022). **Fibular registration using surface matching in navigation-guided osteotomies: a proof of concept study on 3D-printed models**. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 17.7: 1321–1331.

Dell'Aversana Orabona, G., Abbate, V., Maglitto, F., Bonavolontà, P., Salzano, G., Romano, A., Reccia, A., Committeri, U., Iaconetta, G. und Califano, L. (2018). **Low-cost, self-made CAD/CAM-guiding system for mandibular reconstruction**. *Surg Oncol* 27.2: 200–207.

Fasano, M., Della Corte, C. M., Di Liello, R., Viscardi, G., Sparano, F., Iacovino, M. L., Paragliola, F.,

Piccolo, A., Napolitano, S., Martini, G., Morgillo, F., Cappabianca, S. und Ciardiello, F. (2022). **Immunotherapy for head and neck cancer: Present and future**. *Crit Rev Oncol Hematol* 174: 103679.

Fatima, A., Hackman, T. G. und Wood, J. S. (2019). **Cost-Effectiveness Analysis of Virtual Surgical Planning in Mandibular Reconstruction**. *Plast Reconstr Surg* 143.4: 1185–1194.

Fitzpatrick, J. M., West, J. B. und Maurer Jr., C. R. (1998). **Predicting error in rigid-body point-based registration**. *IEEE Trans Med Imaging* 17.5: 694–702.

Foley, B. D., Thayer, W. P., Honeybrook, A., McKenna, S. und Press, S. (2013). **Mandibular Reconstruction Using Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing: An Analysis of Surgical Results**. *J Oral Maxillofac Surg* 71.2: e111–e119.

Freier, K., Mertens, C., Engel, M. und Hoffmann, J. (2013). **Behandlungskonzepte zur Rekonstruktion bei ausgedehnten Unterkieferdefekten**. *HNO* 61.7: 551–558.

Frerich, B. (2021). **Tumoroperationen der unteren Mundhöhlenetage**. In: *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Operationslehre und -atlas*. Hrsg. Eufinger, H., Kübler, A. und Schliephake, H., 5. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg. S. 543–579.

Ganry, L., Hersant, B., Quilichini, J., Leyder, P. und Meningaud, J. P. (2017). **Use of the 3D surgical modelling technique with open-source software for mandibular fibula free flap reconstruction and its surgical guides**. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 118.3: 197–202.

Gennari, J. H., Musen, M. A., Fergerson, R. W., Grosso, W. E., Crubézy, M., Eriksson, H., Noy, N. F. und Tu, S. W. (2003). **The evolution of Protégé: an environment for knowledge-based systems development**. *Int J Hum Comput Stud* 58.1: 89–123.

German Cancer Research Center (2017). **MitkRDF**. URL: `https://docs.mitk.org/2016.11/group__MitkRDFModule.html` [Stand: 13.2.2024].

German Cancer Research Center (2018a). **Data Management Concept**. URL: `https://docs.mitk.org/2018.04/DataManagementPage.html` [Stand: 13.2.2024].

German Cancer Research Center (2018b). **Interaction Concepts**. URL: `https://docs.mitk.org/2018.04/DataInteractionPage.html` [Stand: 13.2.2024].

German Cancer Research Center (2018c). **Modular MITK**. URL: `https://docs.mitk.org/2018.04/ModularizationPage.html` [Stand: 13.2.2024].

German Cancer Research Center (2018d). **The Architecture of MITK**. URL: `https://docs.mitk.org/2018.04/Architecture.html#OverviewPage_DesignOverview` [Stand: 13.2.2024].

German Cancer Research Center (2023). **Medical Imaging Interaction Toolkit Documentation**. URL: `https://docs.mitk.org/2023.04/` [Stand: 13.2.2024].

German Cancer Research Center (2024). **mitk::GizmoInteractor Class Reference**. URL: `https://docs.mitk.org/nightly/classmitk_1_1GizmoInteractor.html` [Stand: 13.2.2024].

Ghai, S., Sharma, Y., Jain, N., Satpathy, M. und Pillai, A. K. (2018). **Use of 3-D printing technologies in craniomaxillofacial surgery: a review**. *Oral Maxillofac Surg* 22.3: 249–259.

Gibaud, B., Forestier, G., Feldmann, C., Ferrigno, G., Gonçalves, P., Haidegger, T., Julliard, C., Katić, D., Kenngott, H., Maier-Hein, L., März, K., de Momi, E., Nagy, D. Á., Nakawala, H., Neumann, J., Neumuth, T., Rojas Balderrama, J., Speidel, S., Wagner, M. und Jannin, P. (2018). **Toward a standard ontology of surgical process models**. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 13.9:

1397–1408.

Gillingham, R. L., Mutsvangwa, T. E. M. und van der Merwe, J. (2023). **Reconstruction of the mandible from partial inputs for virtual surgery planning**. *Med Eng Phys* 111: 103934.

Goel, B., Tiwari, A. K., Pandey, R. K., Singh, A. P., Kumar, S., Sinha, A., Jain, S. K. und Khattri, A. (2022). **Therapeutic approaches for the treatment of head and neck squamous cell carcinoma-An update on clinical trials**. *Transl Oncol* 21: 101426.

Goormans, F., Sun, Y., Bila, M., Schoenaers, J., Geusens, J., Lübbers, H.-T., Coucke, W. und Politis, C. (2019). **Accuracy of computer-assisted mandibular reconstructions with free fibula flap: Results of a single-center series**. *Oral Oncol* 97: 69–75.

Grimm, S., Hitzler, P. und Abecker, A. (2007). **Knowledge Representation and Ontologies. Logic, Ontologies and Semantic Web Languages**. In: *Semantic Web Services. Concepts, Technologies, and Applications*. Hrsg. Studer, R., Grimm, S. und Abecker, A., 1. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg. S. 51–105.

Gu, S., Meng, X., Sciurba, F. C., Ma, H., Leader, J., Kaminski, N., Gur, D. und Pu, J. (2014). **Bidirectional elastic image registration using B-spline affine transformation**. *Comput Med Imaging Graph* 38.4: 306–314.

Hagen, N., Weichel, F., Kühle, R., Knaup, P., Freudlsperger, C. und Eisenmann, U. (2023). **Automated calculation of ontology-based planning proposals: An application in reconstructive oral and maxillofacial surgery**. *Int J Med Robot* 19.6: e2545.

Handels, H. (2009). ***Medizinische Bildverarbeitung. Bildanalyse, Mustererkennung und Visualisierung für die computergestützte ärztliche Diagnostik und Therapie***. 2. Aufl. Vieweg+Teubner, Wiesbaden.

Hanken, H., Schablowsky, C., Smeets, R., Heiland, M., Sehner, S., Riecke, B., Nourwali, I., Vorwig, O., Gröbe, A. und Al-Dam, A. (2015). **Virtual planning of complex head and neck reconstruction results in satisfactory match between real outcomes and virtual models**. *Clin Oral Investig* 19.3: 647–656.

Hashibe, M. (2020). **Risk Factors for Cancer of the Mouth: Tobacco, Betel Quid, and Alcohol**. In: *Textbook of Oral Cancer. Prevention, Diagnosis and Management*. Hrsg. Warnakulasuriya, S. und Greenspan, J. S., 1. Aufl. Springer, Cham. S. 23–30.

Hastenteufel, M. und Renaud, S. (2019). ***Software als Medizinprodukt. Entwicklung und Zulassung von Software in der Medizintechnik***. 1. Aufl. Springer Vieweg, Wiesbaden.

He, G., Ricca, J. M., Dai, A. Z., Mustahsan, V. M., Cai, Y., Bielski, M. R., Kao, I. und Khan, F. A. (2022). **A novel bone registration method using impression molding and structured-light 3D scanning technology**. *J Orthop Res* 40.10: 2340–2349.

Herline, A. J., Herring, J. L., Stefansic, J. D., Chapman, W. C., Galloway Jr., R. L. und Dawant, B. M. (2000). **Surface Registration for Use in Interactive, Image-Guided Liver Surgery**. *Comput Aided Surg* 5.1: 11–17.

Herre, H. (2010). **General Formal Ontology (GFO): A Foundational Ontology for Conceptual Modelling**. In: *Theory and Applications of Ontology: Computer Applications*. Hrsg. Poli, R., Healy, M. und Kameas, A., 1. Aufl. Springer, Dordrecht. S. 297–345.

Hidalgo, D. A. (1989). **Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction**. *Plast Reconstr Surg* 84.1: 71–79.

Hill, D. L., Batchelor, P. G., Holden, M. und Hawkes, D. J. (2001). **Medical image registration**. *Phys Med Biol* 46.3: R1–R45.

Hirsch, D. L., Garfein, E. S., Christensen, A. M., Weimer, K. A., Saddeh, P. B. und Levine, J. P. (2009). **Use of computer-aided design and computer-aided manufacturing to produce orthognathically ideal surgical outcomes: a paradigm shift in head and neck reconstruction**. *J Oral Maxillofac Surg* 67.10: 2115–2122.

Hitzler, P., Krötzsch, M., Rudolph, S. und Sure, Y. (2008). ***Semantic Web. Grundlagen***. 1. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg.

Ho, C.-T., Lin, H.-H. und Lo, L.-J. (2019). **Intraoral Scanning and Setting Up the Digital Final Occlusion in Three-Dimensional Planning of Orthognathic Surgery: Its Comparison with the Dental Model Approach**. *Plast Reconstr Surg* 143.5: 1027e–1036e.

Hoang, L., Lee, S.-H. und Kwon, K.-R. (2020). **A 3D Shape Recognition Method Using Hybrid Deep Learning Network CNN–SVM**. *Electronics (Basel)* 9.4: 649.

Hoffmann, J. (2010). **Rekonstruktionen bei komplexen Gesichtsschädeldefekten**. *MKG-Chirurg* 3.4: 251–258.

Hölzle, F. und Ehrenfeld, M. (2021). **Mikrochirurgische Transplantate**. In: *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Operationslehre und -atlas*. Hrsg. Eufinger, H., Kübler, A. und Schliephake, H., 5. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg. S. 741–812.

Horn, B. K. P. (1987). **Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions**. *J Opt Soc Am* Vol. 4: 629–642.

Howaldt, H. P., Vorast, H., Blecher, J. C., Reicherts, M. und Kainz, M. (2000). **Ergebnisse aus dem DÖSAK-Tumorregister**. *Mund Kiefer Gesichtschir* 4.Suppl 1: 216–225.

Jewer, D. D., Boyd, J. B., Manktelow, R. T., Zuker, R. M., Rosen, I. B., Gullane, P. J., Rotstein, L. E. und Freeman, J. E. (1989). **Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification**. *Plast Reconstr Surg* 84.3: 391–403, discussion 404–405.

Johnson, D. E., Burtness, B., Leemans, C. R., Lui, V. W. Y., Bauman, J. E. und Grandis, J. R. (2020). **Head and neck squamous cell carcinoma**. *Nat Rev Dis Primers* 6.1: 92.

Jörns, V. (2022). **Development and Evaluation of a MITK-based Plug-in for Virtual Planning of Individualized Osteosynthesis Plates in Mandibular Reconstruction**. Masterarbeit im Studiengang Medizinischen Informatik. Universität Heidelberg.

Jung, O., Lindner, C., Pantermehl, S. und Barbeck, M. (2021). **Heat Development During Medical Drilling: Influencing Factors and Examination Methods - Overview and First Results**. *In Vivo* 35.6: 3011–3017.

Kakarala, K., Shnayder, Y., Tsue, T. T. und Girod, D. A. (2018). **Mandibular reconstruction**. *Oral Oncol* 77: 111–117.

Kallus, S. (2018). **Konzeption und Realisierung eines EM-Navigationssystems zur Unterstützung tumorbedingter Unterkieferrekonstruktionen mittels mikrovaskulärer Wadenbein-Transplantate**. Dissertation. Universität Heidelberg.

Kermavnar, T., Shannon, A., O'Sullivan, K. J., McCarthy, C., Dunne, C. P. und O'Sullivan, L. W. (2021). **Three-Dimensional Printing of Medical Devices Used Directly to Treat Patients: A Systematic Review**. *3D Print Addit Manuf* 8.6: 366–408.

Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasian, P., Saber, S. S., Seyedi, M., Ghanavati, S., Ahmad, A., De Stephanis, A. A., Taghavinezhaddilami, F., Leonova, A., Mohammadinejad, R., Shabani, M., Mazzolai, B., Mattoli, V., Tay, F. R. und Makvandi, P. (2021). **3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications**. *Acta Biomater* 122: 26–49.

Kim, Y., Kim, S., Kim, H., Cho, H., Lee, D., Kim, L., Park, S. und Lee, J.-W. (2016). **Automatic segmentation and user-friendly software techniques for virtual surgical planning of mandibular reconstruction**. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc* 2016: 2512–2515.

KLS Martin Group (2024a). **Implantate | Mund, Kiefer und Gesicht**. URL: `https://www.klsmartin.com/de/produkte/implantate-mund-kiefer-und-gesicht/titan-osteosynthese/` [Stand: 13.2.2024].

KLS Martin Group (2024b). **IPS Implants® Mandible Reconstruction**. URL: `https://www.klsmartin.com/en/products/individual-patient-solutions-cmf/ips-implants/ips-implants-mandible-reconstruction/` [Stand: 13.2.2024].

Knitschke, M., Yonan, M., Roller, F. C., Pons-Kühnemann, J., Attia, S., Howaldt, H.-P., Streckbein, P. und Böttger, S. (2022). **Osseous Union after Jaw Reconstruction with Fibula-Free Flap: Conventional vs. CAD/CAM Patient-Specific Implants**. *Cancers (Basel)* 14.23: 5774.

Kovács, E. (2012). **Rotation about an arbitrary axis and reflection through an arbitrary plane**. *Annales Mathematicae et Informaticae* 40: 175–186.

Kraeima, J., Glas, H. H., Merema, B. B. J., Vissink, A., Spijkervet, F. K. L. und Witjes, M. J. H. (2021). **Three-dimensional virtual surgical planning in the oncologic treatment of the mandible**. *Oral Dis* 27.1: 14–20.

Kumar, B. P., Venkatesh, V., Kumar, K. A. J., Yadav, B. Y. und Mohan, S. R. (2016). **Mandibular Reconstruction: Overview**. *J Maxillofac Oral Surg* 15.4: 425–441.

Kusampudi, S. und Konduru, N. (2021). **General Introduction to Head and Neck Cancer: Etiology, Symptoms, Diagnosis, Staging, Prevention, and Treatment**. In: *Early Detection and Treatment of Head & Neck Cancers. Theoretical Background and Newly Emerging Research*. Hrsg. El Assal, R., Gaudilliere, D. und Connelly, S. T., 1. Aufl. Springer, Cham. S. 1–50.

Lethaus, B., Poort, L., Böckmann, R., Smeets, R., Tolba, R. und Kessler, P. (2012). **Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients**. *J Craniomaxillofac Surg* 40.1: 43–46.

Levine, J. P., Bae, J. S., Soares, M., Brecht, L. E., Saadeh, P. B., Ceradini, D. J. und Hirsch, D. L. (2013). **Jaw in a day: total maxillofacial reconstruction using digital technology**. *Plast Reconstr Surg* 131.6: 1386–1391.

Li, Q., Tie, Y., Alu, A., Ma, X. und Shi, H. (2023). **Targeted therapy for head and neck cancer: signaling pathways and clinical studies**. *Signal Transduct Target Ther* 8.1: 31.

Liang, Y., Jiang, C., Wu, L., Wang, W., Liu, Y. und Jian, X. (2017). **Application of Combined Osteotomy and Reconstruction Pre-Bent Plate Position (CORPPP) Technology to Assist in the Precise Reconstruction of Segmental Mandibular Defects**. *J Oral Maxillofac Surg* 75.9: 2026.e1–2026.e10.

Liu, Y.-f., Xu, L.-w., Zhu, H.-y. und Liu, S. S.-Y. (2014). **Technical procedures for template-guided surgery for mandibular reconstruction based on digital design and manufacturing**. *Biomed Eng*

Online 13: 63.

Luu, K., Pakdel, A., Wang, E. und Prisman, E. (2018). **In house virtual surgery and 3D complex head and neck reconstruction**. *J Otolaryngol Head Neck Surg* 47.1: 75.

Ma, H., Shujaat, S., Bila, M., Nanhekhan, L., Vranckx, J., Politis, C. und Jacobs, R. (2022). **Survival analysis of segmental mandibulectomy with immediate vascularized fibula flap reconstruction in stage IV oral squamous cell carcinoma patients**. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 123.1: 44–50.

Maier-Hein, L., Eisenmann, M., Sarikaya, D., März, K., Collins, T., Malpani, A., Fallert, J., Feussner, H., Giannarou, S., Mascagni, P., Nakawala, H., Park, A., Pugh, C., Stoyanov, D., Vedula, S. S., Cleary, K., Fichtinger, G., Forestier, G., Gibaud, B., Grantcharov, T., Hashizume, M., Heckmann-Nötzel, D., Kenngott, H. G., Kikinis, R., Mündermann, L., Navab, N., Onogur, S., Roß, T., Sznitman, R., Taylor, R. H., Tizabi, M. D., Wagner, M., Hager, G. D., Neumuth, T., Padoy, N., Collins, J., Gockel, I., Goedeke, J., Hashimoto, D. A., Joyeux, L., Lam, K., Leff, D. R., Madani, A., Marcus, H. J., Meireles, O., Seitel, A., Teber, D., Ückert, F., Müller-Stich, B. P., Jannin, P. und Speidel, S. (2022). **Surgical data science - from concepts toward clinical translation**. *Med Image Anal* 76: 102306.

Martínez, F., Rueda, A. J. und Feito, F. R. (2009). **A new algorithm for computing Boolean operations on polygons**. *Comput Geosci* 35.6: 1177–1185.

Mascha, F., Winter, K., Pietzka, S., Heufelder, M., Schramm, A. und Wilde, F. (2017). **Accuracy of computer-assisted mandibular reconstructions using patient-specific implants in combination with CAD/CAM fabricated transfer keys**. *J Craniomaxillofac Surg* 45.11: 1884–1897.

Materialise (2024). **PROPLAN CMF™**. URL: `https://www.materialise.com/en/academy/healthcare/proplan-cmf` [Stand: 13.2.2024].

Medartis (2023). **CMX MODUS 2 Mandible**. URL: `https://www.medartis.com/solutions/cmx-modus-2-mandible/` [Stand: 13.2.2024].

Meng, F. H., Zhu, Z. H., Lei, Z. H., Zhang, X. H., Shao, L., Zhang, H. Z. und Zhang, T. (2021). **Feasibility of the application of mixed reality in mandible reconstruction with fibula flap: A cadaveric specimen study**. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 122.4: e45–e49.

Miranda-Filho, A. und Bray, F. (2020). **Global patterns and trends in cancers of the lip, tongue and mouth**. *Oral Oncol* 102: 104551.

Modabber, A., Rauen, A., Ayoub, N., Möhlhenrich, S. C., Peters, F., Kniha, K., Hölzle, F. und Raith, S. (2019). **Evaluation of a novel algorithm for automating virtual surgical planning in mandibular reconstruction using fibula flaps**. *J Craniomaxillofac Surg* 47.9: 1378–1386.

Mody, M. D., Rocco, J. W., Yom, S. S., Haddad, R. I. und Saba, N. F. (2021). **Head and neck cancer**. *Lancet* 398.10318: 2289–2299.

Moe, J., Foss, J., Herster, R., Powell, C., Helman, J., Ward, B. B. und VanKoevering, K. (2021). **An In-House Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Workflow for Maxillofacial Free Flap Reconstruction is Associated With a Low Cost and High Accuracy**. *J Oral Maxillofac Surg* 79.1: 227–236.

Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J. und Altman, D. G. (2009). **Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement**. *PLoS Med* 6.7: e1000097.

Monji-Azad, S., Hesser, J. und Löw, N. (2023). **A review of non-rigid transformations and learning-based 3D point cloud registration methods**. *ISPRS J Photogramm Remote Sens* 196:

58–72.

Mottini, M., Seyed Jafari, S. M., Shafighi, M. und Schaller, B. (2016). **New approach for virtual surgical planning and mandibular reconstruction using a fibula free flap**. *Oral Oncol* 59: e6–e9.

Nakao, M., Aso, S., Imai, Y., Ueda, N., Hatanaka, T., Shiba, M., Kirita, T. und Matsuda, T. (2017). **Automated Planning With Multivariate Shape Descriptors for Fibular Transfer in Mandibular Reconstruction**. *IEEE Trans Biomed Eng* 64.8: 1772–1785.

Nakao, M. und Matsuda, T. (2018). **Sparse Modeling of Mandibular Reconstruction Procedures Using Statistical Geometric Features**. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc* 2018: 3248–3251.

Nobis, C.-P., Kesting, M. R., Wolff, K.-D., Frohwitter, G., Rau, A. und Weitz, J. (2020). **Development of a template tool for facilitating fibula osteotomy in reconstruction of mandibular defects by digital analysis of the human mandible**. *Clin Oral Investig* 24.9: 3077–3083.

Nocini, P. F., Saia, G., Bettini, G., Ragazzo, M., Blandamura, S., Chiarini, L. und Bedogni, A. (2009). **Vascularized fibula flap reconstruction of the mandible in bisphosphonate-related osteonecrosis**. *Eur J Surg Oncol* 35.4: 373–379.

Nolden, M., Zelzer, S., Seitel, A., Wald, D., Müller, M., Franz, A. M., Maleike, D., Fangerau, M., Baumhauer, M., Maier-Hein, L., Maier-Hein, K. H., Meinzer, H.-P. und Wolf, I. (2013). **The Medical Imaging Interaction Toolkit: challenges and advances : 10 years of open-source development**. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 8.4: 607–620.

Nova, I. (2018). **Computer-Assisted electromagnetic navigation for orthognathic surgery**. Dissertation. Universität Heidelberg.

Nyemba, W. R. (2023). ***Computer aided design. Engineering design and modeling using AutoCAD***. 1. Aufl. CRC Press, Boca Raton Abingdon.

Nysjö, F., Olsson, P., Malmberg, F., Carlbom, I. B. und Nyström Ingela (2017). **Using Anti-Aliased Signed Distance Fields for Generating Surgical Guides and Plates from CT Images**. *J WSCG (Plzen)* 25.1: 11–20.

Olsson, P., Nysjö, F., Rodríguez-Lorenzo, A., Thor, A., Hirsch, J.-M. und Carlbom, I. B. (2015). **Haptics-assisted Virtual Planning of Bone, Soft Tissue, and Vessels in Fibula Osteocutaneous Free Flaps**. *Plast Reconstr Surg Glob Open* 3.8: e479.

Otte, J. N., Beverley, J. und Ruttenberg, A. (2022). **BFO: Basic Formal Ontology1**. *Appl Ontol* 17.1: 17–43.

Park, S., Kim, H., Shim, E., Hwang, B.-Y., Kim, Y., Lee, J.-W. und Seo, H. (2022). **Deep Learning-Based Automatic Segmentation of Mandible and Maxilla in Multi-Center CT Images**. *Appl Sci (Basel)* 12.3: 1358.

Placht, S., Stancanello, J., Schaller, C., Balda, M. und Angelopoulou, E. (2012). **Fast time-of-flight camera based surface registration for radiotherapy patient positioning**. *Med Phys* 39.1: 4–17.

Probst, J., Dritsas, K., Halazonetis, D., Ren, Y., Katsaros, C. und Gkantidis, N. (2022). **Precision of a Hand-Held 3D Surface Scanner in Dry and Wet Skeletal Surfaces: An Ex Vivo Study**. *Diagnostics (Basel)* 12.9: 2251.

Raith, S., Rauen, A., Möhlhenrich, S. C., Ayoub, N., Peters, F., Steiner, T., Hölzle, F. und Modabber, A. (2018). **Introduction of an algorithm for planning of autologous fibular transfer in mandibular reconstruction based on individual bone curvatures**. *Int J Med Robot* 14.2: e1894.

Raith, S., Wolff, S., Steiner, T., Modabber, A., Weber, M., Hölzle, F. und Fischer, H. (2017). **Planning**

of mandibular reconstructions based on statistical shape models. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 12.1: 99–112.

Ramella, V., Franchi, A., Bottosso, S., Tirelli, G., Novati, F. C. und Arnež, Z. M. (2017). **Triple-Cut Computer-Aided Design–Computer-Aided Modeling: More Oncologic Safety Added to Precise Mandible Modeling**. *J Oral Maxillofac Surg* 75.7: 1567.e1–1567.e6.

Rana, M., Singh, B. und Gellrich, N.-C. (2017). **Einsatz von im Laserschmelzverfahren hergestellten patientenspezifischen Implantaten in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie**. *OP-Journal* 32.03: 241–246.

Rasse, M. (2008). **Indikationen zur chirurgischen Therapie von Plattenepithelkarzinomen der Mundhöhle**. *Wien Med Wochenschr* 158.9-10: 243–248.

Ren, W., Gao, L., Li, S., Chen, C., Li, F., Wang, Q., Zhi, Y., Song, J., Dou, Z., Xue, L. und Zhi, K. (2018). **Virtual Planning and 3D printing modeling for mandibular reconstruction with fibula free flap**. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 23.3: e359–e366.

Reuther, J. F. und Kübler, N. R. (1999). **Die Wiederherstellung des Unterkiefers: Therapeutisches Vorgehen nach Kontinuitätsverlust durch Entzündung, Trauma oder Tumor**. *Dtsch Arztebl* 96.16: A-1054–1061.

Robertson, S., Weiss, E. und Hugo, G. D. (2013). **Deformable mesh registration for the validation of automatic target localization algorithms**. *Med Phys* 40.7: 071721.

Rommel, N., Kesting, M. R., Rohleder, N. H., Bauer, F. M. J., Wolff, K.-D. und Weitz, J. (2017). **Mandible reconstruction with free fibula flaps: Outcome of a cost-effective individual planning concept compared with virtual surgical planning**. *J Craniomaxillofac Surg* 45.8: 1246–1250.

Rosse, C. und Mejino Jr., J. L. V. (2003). **A reference ontology for biomedical informatics: the Foundational Model of Anatomy**. *J Biomed Inform* 36.6: 478–500.

Rubin, D. L., Talos, I.-F., Halle, M., Musen, M. A. und Kikinis, R. (2009). **Computational neuroanatomy: ontology-based representation of neural components and connectivity**. *BMC Bioinformatics* 10.Suppl 2: S3.

Rueckert, D., Sonoda, L. I., Hayes, C., Hill, D. L., Leach, M. O. und Hawkes, D. J. (1999). **Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images**. *IEEE Trans Med Imaging* 18.8: 712–721.

Schepers, R. H., Kraeima, J., Vissink, A., Lahoda, L. U., Roodenburg, J. L. N., Reintsema, H., Raghoebar, G. M. und Witjes, M. J. (2016). **Accuracy of secondary maxillofacial reconstruction with prefabricated fibula grafts using 3D planning and guided reconstruction**. *J Craniomaxillofac Surg* 44.4: 392–399.

Schilling, B. (2022). **Konzeption und Realisierung eines Planungssystems mit automatisierter Berechnung von Beckenkammtransplantaten und Knochensägeschablonen bei tumorbedingten Unterkieferrekonstruktionen**. Masterarbeit im Studiengang Medizinischen Informatik. Universität Heidelberg.

Schoch, N. und Heuveline, V. (2017). **Towards an Intelligent Framework for Personalized Simulation-enhanced Surgery Assistance: Linking a Simulation Ontology to a Reinforcement Learning Algorithm for Calibration of Numerical Simulations**. *Preprint Series of the Engineering Mathematics and Computing Lab* vol. 0.no. 5. URL: `https://journals.ub.uni-heidelberg.de/index.php/emcl-pp/article/view/42079`

[Stand: 13.2.2024].

Schünke, M., Schulte, E. und Schumacher, U. (2018). ***PROMETHEUS Kopf, Hals und Neuroanatomie. LernAtlas der Anatomie***. 5., vollständig überarbeitete Aufl. Thieme, Stuttgart New York.

Schünke, M., Schulte, E. und Schumacher, U. (2022). ***PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. LernAtlas der Anatomie***. 6., vollständig überarbeitete und erweiterte Aufl. Thieme, Stuttgart New York.

Seier, T., Hingsammer, L., Schumann, P., Gander, T., Rücker, M. und Lanzer, M. (2020). **Virtual planning, simultaneous dental implantation and CAD/CAM plate fixation: a paradigm change in maxillofacial reconstruction**. *Int J Oral Maxillofac Surg* 49.7: 854–861.

Shah, J. P. und Gil, Z. (2009). **Current concepts in management of oral cancer–surgery**. *Oral Oncol* 45.4-5: 394–401.

Sharma, M., Wakure, A., Thankappan, K., Mathew, J., Jairaj, D., Dudipala, R. R. und Iyer, S. (2015). **Anatomic basis for an algorithmic approach for free fibula flap donor side selection in composite oro-mandibular defects**. *Indian J Plast Surg* 48.1: 43–47.

Shenaq, D. S. und Matros, E. (2018). **Virtual planning and navigational technology in reconstructive surgery**. *J Surg Oncol* 118.5: 845–852.

Shortliffe, E. H. und Buchanan, B. G. (1975). **A model of inexact reasoning in medicine**. *Math Biosci* 23.3-4: 351–379.

Sieira Gil, R., Marí Roig, A., Arranz Obispo, C., Morla, A., Martí Pagès, C. und Llopis Perez, J. (2015). **Surgical planning and microvascular reconstruction of the mandible with a fibular flap using computer-aided design, rapid prototype modelling, and precontoured titanium reconstruction plates: a prospective study**. *Br J Oral Maxillofac Surg* 53.1: 49–53.

Spalek, M. (2019). **Anatomie der Zähne**. In: *Kiefergelenk und Kaustörungen. Ein multidisziplinäres Praxisbuch*. Hrsg. Motzko, M., Weinert, M. und Albrecht, U., 1. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg. S. 5–12.

Stranix, J. T., Stern, C. S., Rensberger, M., Ganly, I., Boyle, J. O., Allen Jr., R. J., Disa, J. J., Mehrara, B. J., Garfein, E. S. und Matros, E. (2019). **A Virtual Surgical Planning Algorithm for Delayed Maxillomandibular Reconstruction**. *Plast Reconstr Surg* 143.4: 1197–1206.

Stryker (2024). **VSP Reconstruction**. URL: `https://cmf.stryker.com/products/vsp-reconstruction` [Stand: 13.2.2024].

Succo, G., Berrone, M., Battiston, B., Tos, P., Goia, F., Appendino, P. und Crosetti, E. (2015). **Step-by-step surgical technique for mandibular reconstruction with fibular free flap: application of digital technology in virtual surgical planning**. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 272.6: 1491–1501.

Sung, H., Ferlay, J., Siegel, R. L., Laversanne, M., Soerjomataram, I., Jemal, A. und Bray, F. (2021). **Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries**. *CA Cancer J Clin* 71.3: 209–249.

Swennen, G. R. J. (2006). **3-D Cephalometric Planes**. In: *Three-Dimensional Cephalometry*. Hrsg. Swennen, G. R. J., Schutyser, F. und Hausamen, J.-E., 1. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York. S. 227–240.

Tapp, A., Bennett, J. und Audette, M. A. (2022). **Application of the 'Surgical GPS' to posterior spinal fusion procedures for scoliosis correction**. *Comput Methods Biomech Biomed Eng Imaging*

Vis 10.5: 508–520.

Tarsitano, A., Battaglia, S., Crimi, S., Ciocca, L., Scotti, R. und Marchetti, C. (2016). **Is a computer-assisted design and computer-assisted manufacturing method for mandibular reconstruction economically viable?** *J Craniomaxillofac Surg* 44.7: 795–799.

Tarsitano, A., Battaglia, S., Ramieri, V., Cascone, P., Ciocca, L., Scotti, R. und Marchetti, C. (2017). **Short-term outcomes of mandibular reconstruction in oncological patients using a CAD/CAM prosthesis including a condyle supporting a fibular free flap**. *J Craniomaxillofac Surg* 45.2: 330–337.

ter Horst, R., van Weert, H., Loonen, T., Bergé, S., Vinayahalingam, S., Baan, F., Maal, T., de Jong, G. und Xi, T. (2021). **Three-dimensional virtual planning in mandibular advancement surgery: Soft tissue prediction based on deep learning**. *J Craniomaxillofac Surg* 49.9: 775–782.

Thiem, D. G. E., Seifert, L., Graef, J., Al-Nawas, B., Gielisch, M. und Kämmerer, P. W. (2022). **Marker-free registration for intraoperative navigation using the transverse palatal rugae**. *Int J Med Robot* 18.3: e2362.

Tillmann, B. N. (2016). ***Atlas der Anatomie des Menschen. Mit Muskeltabellen***. 3. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg.

Tomazevic, D., Likar, B., Slivnik, T. und Pernus, F. (2003). **3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images**. *IEEE Trans Med Imaging* 22.11: 1407–1416.

Torosdagli, N., Liberton, D. K., Verma, P., Sincan, M., Lee, J. S. und Bagci, U. (2019). **Deep Geodesic Learning for Segmentation and Anatomical Landmarking**. *IEEE Trans Med Imaging* 38.4: 919–931.

Updegrove, A., Wilson, N. M. und Shadden, S. C. (2016). **Boolean and smoothing of discrete polygonal surfaces**. *Adv Eng Softw* 95: 16–27.

Utz, K.-H., Müller, F., Kettner, N., Reppert, G. und Koeck, B. (2004). **Functional impression and jaw registration: a single session procedure for the construction of complete dentures**. *J Oral Rehabil* 31.6: 554–561.

van Baar, G. J. C., Forouzanfar, T., Liberton, N. P. T. J., Winters, H. A. H. und Leusink, F. K. J. (2018). **Accuracy of computer-assisted surgery in mandibular reconstruction: A systematic review**. *Oral Oncol* 84: 52–60.

van Kootwijk, A., Moosabeiki, V., Cruz Saldivar, M., Pahlavani, H., Leeflang, M. A., Kazemivand Niar, S., Pellikaan, P., Jonker, B. P., Ahmadi, S. M., Wolvius, E. B., Tümer, N., Mirzaali, M. J., Zhou, J. und Zadpoor, A. A. (2022). **Semi-automated digital workflow to design and evaluate patient-specific mandibular reconstruction implants**. *J Mech Behav Biomed Mater* 132: 105291.

Vaz, V. M. und Kumar, L. (2021). **3D Printing as a Promising Tool in Personalized Medicine**. *AAPS PharmSciTech* 22.1: 49.

Verykokou, S. und Ioannidis, C. (2023). **An Overview on Image-Based and Scanner-Based 3D Modeling Technologies**. *Sensors (Basel)* 23.2: 596.

Wang, Y. Y., Zhang, H. Q., Fan, S., Zhang, D. M., Huang, Z. Q., Chen, W. L., Ye, J. T. und Li, J. S. (2016). **Mandibular reconstruction with the vascularized fibula flap: comparison of virtual planning surgery and conventional surgery**. *Int J Oral Maxillofac Surg* 45.11: 1400–1405.

Warnakulasuriya, S. und Greenspan, J. S. (2020). **Epidemiology of Oral and Oropharyngeal Cancers**. In: *Textbook of Oral Cancer. Prevention, Diagnosis and Management*. Hrsg.

Warnakulasuriya, S. und Greenspan, J. S., 1. Aufl. Springer, Cham. S. 5–21.

Wendt, T., Häber, A., Brigl, B. und Winter, A. (2004). **Modeling Hospital Information Systems (Part 2): using the 3LGM2 tool for modeling patient record management**. *Methods Inf Med* 43.3: 256–267.

West, J. B., Fitzpatrick, J. M., Toms, S. A., Maurer Jr., C. R. und Maciunas, R. J. (2001). **Fiducial point placement and the accuracy of point-based, rigid body registration**. *Neurosurgery* 48.4: 810–817.

Willemsen, K., Nizak, R., Noordmans, H. J., Castelein, R. M., Weinans, H. und Kruyt, M. C. (2019). **Challenges in the design and regulatory approval of 3D-printed surgical implants: a two-case series**. *Lancet Digit Health* 1.4: e163–e171.

Woerner, A. J., Choi, M., Harkenrider, M. M., Roeske, J. C. und Surucu, M. (2017). **Evaluation of Deformable Image Registration-Based Contour Propagation From Planning CT to Cone-Beam CT**. *Technol Cancer Res Treat* 16.6: 801–810.

Wolff, K.-D. und Holzle, F. (2005). ***Raising of Microvascular Flaps. A Systematic Approach***. 1. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York.

Wolfram, D. A. (1995). **An appraisal of INTERNIST-I**. *Artif Intell Med* 7.2: 93–116.

World Wide Web Consortium (2013). **SPARQL 1.1 Query Language. W3C Recommendation 21 March 2013**. URL: `https://www.w3.org/TR/sparql11-query/` [Stand: 13.2.2024].

World Wide Web Consortium (2014a). **RDF 1.1 Primer. W3C Working Group Note 24 June 2014**. URL: `https://www.w3.org/TR/rdf11-primer/` [Stand: 13.2.2024].

World Wide Web Consortium (2014b). **RDF 1.1 Turtle. Terse RDF Triple Language. W3C Recommendation 25 February 2014**. URL: `https://www.w3.org/TR/turtle/` [Stand: 13.2.2024].

World Wide Web Consortium (2014c). **RDF Schema 1.1. W3C Recommendation 25 February 2014**. URL: `https://www.w3.org/TR/rdf11-schema/` [Stand: 13.2.2024].

Wren, T. A. L., Rethlefsen, S. und Kay, R. M. (2005). **Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery**. *J Pediatr Orthop* 25.1: 79–83.

Wurm, M. C., Hagen, J., Nkenke, E., Neukam, F. W. und Schlittenbauer, T. (2019). **The fitting accuracy of pre-bend reconstruction plates and their impact on the temporomandibular joint**. *J Craniomaxillofac Surg* 47.1: 53–59.

Xu, J., Liu, J., Zhang, D., Zhou, Z., Zhang, C. und Chen, X. (2021). **A 3D segmentation network of mandible from CT scan with combination of multiple convolutional modules and edge supervision in mandibular reconstruction**. *Comput Biol Med* 138: 104925.

Yang, P. und Qian, X. (2009). **Direct boolean intersection between acquired and designed geometry**. *Comput Aided Des* 41.2: 81–94.

Yang, W.-F., Zhang, C.-Y., Choi, W. S., Zhu, W.-Y., Li, D. T. S., Chen, X.-S., Du, R. und Su, Y.-X. (2020). **A novel 'surgeon-dominated' approach to the design of 3D-printed patient-specific surgical plates in mandibular reconstruction: a proof-of-concept study**. *Int J Oral Maxillofac Surg* 49.1: 13–21.

Yang, W.-F., Choi, W. S., Wong, M. C.-M., Powcharoen, W., Zhu, W.-Y., Tsoi, J. K.-H., Chow, M., Kwok, K.-W. und Su, Y.-X. (2021). **Three-Dimensionally Printed Patient-Specific Surgical Plates Increase Accuracy of Oncologic Head and Neck Reconstruction Versus Conventional Surgical**

Plates: A Comparative Study. *Ann Surg Oncol* 28.1: 363–375.

Zavattero, E., Bolzoni, A., Dell'Aversana, G., Santagata, M., Massarelli, O., Ferri, A., Della Monaca, M., Copelli, C., Gessaroli, M., Valsecchi, S., Borbon, C., Beltramini, G. A., Ramieri, G., Valentini, V., Tartaro, G. P., Cocchi, R., Varazzani, A., Califano, L. und Baj, A. (2021). **Accuracy of Fibula Reconstruction Using Patient-Specific Cad/Cam Plates: A Multicenter Study on 47 Patients**. *Laryngoscope* 131.7: E2169–E2175.

Zentrum für Krebsregisterdaten und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. (2023). ***Krebs in Deutschland für 2019/2020***. Hrsg. Robert Koch-Institut und Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V, 14. Aufl. Berlin.

Zhang, Z. (1994). **Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces**. *Int J Comput Vis* 13.2: 119–152.

Zhao, R., Zhu, Z., Shao, L., Meng, F., Lei, Z., Li, X. und Zhang, T. (2023). **Augmented reality guided in reconstruction of mandibular defect with fibular flap: A cadaver study**. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 124.2: 101318.

Zhou, M., Qin, J., Mei, G. und Tipper, J. C. (2023). **Simple and Robust Boolean Operations for Triangulated Surfaces**. *Mathematics (Basel)* 11.12: 2713.

Zitová, B. und Flusser, J. (2003). **Image registration methods: a survey**. *Image Vis Comput* 21.11: 977–1000.

Eigenanteil und eigene Veröffentlichungen

Diese Arbeit ist im Rahmen eines drittmittelgeförderten Projektes der Dietmar Hopp Stiftung gGmbH zur „computergestützten Planung und Therapie für tumorbedingte Unterkieferrekonstruktionen im jungen Erwachsenenalter“ entstanden. Gesamtprojektleiter war Prof. Dr. Dr. C. Freudlsperger von der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG) des UKHD. Technischer Projektleiter war Dr. U. Eisenmann vom Institut für Medizinische Informatik (IMI, bis Mai 2021 Institut für Medizinische Biometrie und Informatik) des UKHD.

Kapitel 2: Die Suchstrategie für die Literaturrecherche (Abschnitt 2.1) wurde vollständig vom Autor dieser Arbeit (NH) entwickelt. Die Sichtung der Literatur erfolgte zu gleichen Teilen durch NH und Lea Kraut vom IMI. Eine Analyse des etablierten Vorgehens zur OP-Planung und Vorbereitung von Unterkieferrekonstruktionen wurde vom Autor durchgeführt und gemeinsam mit den klinischen Partnern Prof. Dr. Dr. C. Freudlsperger (CF) und Dr. Dr. R. Kühle (RK) von der MKG besprochen. Schwachstellen bestehender Ansätze sowie die Anforderungen an Reko-Compass wurden von NH ausgearbeitet und mit CF und RK begutachtet.

Die Systemkonzeption und Softwarearchitektur von Reko-Compass wurden vollständig von NH erarbeitet (Abschnitt 2.2). Das Evaluationskonzept (Abschnitt 2.3) wurde von NH vollständig erarbeitet und Erprobungen mit klinischer Beteiligung zusammen mit CF und RK besprochen. Die Softwareentwicklungen zur Vorbereitung von patientenspezifischen Implantaten (PSI) wurden, als Teil des Plugins *Individuelle Implantate & Instrumente*, in einer Masterarbeit der Medizinischen Informatik und unter fachlicher Anleitung von NH durch V. Jörns (VJ) erarbeitet. Das Plugin *Navigationssystem* und das View-Plugin *CAS-Multiwidget* sind in einer weiteren Masterarbeit der Medizinischen Informatik und unter fachlicher Anleitung von NH durch M. Blumenstock (MB) entstanden. Eine Erweiterung der OP-Planungskonzepte um Beckenkammtransplantate wurden in einer dritten Masterarbeit der Medizinischen Informatik und unter fachlicher Anleitung von NH durch B. Schilling (BS) entwickelt.

Kapitel 3: In Abschnitt 3.1 wurde der Prozess zur Wissensakquise vollständig von NH erarbeitet. Dafür benötigte 3D-Knochenmodelle wurden von NH vorbereitet und 3D-gedruckt. Die Akquise des Wissens wurde von RK und NH gemeinsam durchgeführt. Eine anschließende Aufbereitung des Wissens in Tabellenform erfolgte vollständig durch NH. Die Validierung des Wissens in Tabellenform wurde von CF durchgeführt. Darauf aufbauend wurden von NH neuartige Planungskonzepte (Anker, Substrukturen des Unterkiefers, etc.) vollständig erarbeitet und relevante Rekonstruktionsregeln sowie funktionelle und ästhetische Aspekte für diese Arbeit festgelegt. Eine Überprüfung/Diskussion dieser Konzepte und Aspekte aus klinischen Gesichtspunkten erfolgte zusammen mit CF. Die Ontologie zur Wissensrepräsentation und die Ontologieschnittstelle wurden vollständig von NH entwickelt.

Das Plugin *OP-Planungssystem* von Reko-Compass wurde vollständig von NH entwickelt (Abschnitt 3.2). Die zugehörige De-/Serialisierungsschnittstelle zum Laden und Speichern von Planungsdaten sowie die dafür vorgesehene Ordnerstruktur zur Ablage von Planungsdaten und -ergebnissen wurde vollständig

durch NH konzipiert und implementiert. Referenzmodelle des Ober- und Unterkiefers wurden von NH aufbauend auf generischen, segmentierten 3D-Oberflächenmodellen aus der Arbeit von Dr. I. Nova (IN) vom IMI entworfen.

Die nicht softwareseitigen Konzepte zur hybriden Vorbereitung einer Standardplatte in Abschnitt 3.3 wurden zu gleichen Teilen von NH, RK und Frederic Bouffleur (ehem. Weichel) (FB) von der MKG erarbeitet. Dafür benötigte Markierungsstifte konnten gemeinschaftlich, zu gleichem Anteil, von NH und FB entworfen werden. Die Biegevorlage zur Anformung einer Platte wurde vollständig von NH entwickelt. Die benötigten Softwarelösungen zur Registrierung der Platte und Detektion von Markierungsstiften (als Teil des Plugins *Individuelle Implantate & Instrumente*) wurde originär von MB unter Anleitung von NH implementiert. Erweiterungen der Registrierungsfunktionalitäten für die automatische Detektion von Halbkugellandmarken, die Berechnung von Fehlermaßen, die Visualisierung lokaler Bereiche zur oberflächenbasierten Registrierung sowie eine optimierte Detektion der Markierungsstifte erfolgte durch NH. Das Plugin *Evaluation* wurde, unter Wiederverwendung der Registrierungsfunktionalitäten, vollständig von NH entwickelt.

In Abschnitt 3.4 wurden die Entwurfsmuster der Knochensägeschablonen von NH gemeinsam mit den klinischen Partnern CF und RK festgelegt. Der Ablauf einer Schablonengenerierung (als Teil des Plugins *Individuelle Implantate & Instrumente*) wurde vollständig von NH konzipiert. Die Berechnung einer Schablone für die Fibula, die generische Generierung von Säge- und Bohrführungen sowie die Positionierung von Fixierungslöchern wurde vollständig von NH implementiert. Die Berechnung einer Schablone für den Unterkiefer wurde, unter Wiederverwendung der von NH entwickelten Funktionalitäten (s.o.), von MB unter Anleitung von NH implementiert. Kleinere Softwareerweiterungen wurden von BS und P. Goos (PG) als Masterstudierende der Medizinischen Informatik und unter Anleitung von NH implementiert. In diesem Rahmen wurde auch die Modellierungsschnittstelle von BS entwickelt.

Die Voruntersuchung zur Registrierung der Unterkieferreferenz mit dem OP-Planungssystem wurde vollständig von NH durchgeführt und ausgewertet (Abschnitt 3.5.1). Das Vorgehen zur Validierung des Wissens und der Rekonstruktionsberechnung (Abschnitt 3.5.2) wurde von NH erarbeitet. Im Anschluss wurden segmentale Defekte des Unterkiefers und Rekonstruktionsvorschläge mit dem OP-Planungssystem durch NH simuliert und Screenshots angefertigt. Eine Aufbereitung der Screenshots im PDF-Format erfolgte zu gleichen Teilen durch BS und PG und unter Anleitung von NH. An der Bewertung der berechneten Vorschläge waren in gleicherweise Dr. Dr. J. Moratin (JMO), Dr. Dr. J. Mrosek (JMR) und Dr. Dr. A. Rößler von der MKG beteiligt. Die Studienauswertung wurde vollständig von NH durchgeführt.

Das Vorgehen zur Erprobung von Reko-Compass an retrospektiven klinischen Fällen (Abschnitt 3.5.3, 3.5.4 und 3.5.5) wurde vollständig von NH erarbeitet und zusammen mit den klinischen Partnern CF und RK besprochen. Eine Auswahl der Studienfälle erfolgte durch NH, FB und RK. Die begleitenden Erhebungsbögen zu den Erprobungen wurden vollständig von NH erarbeitet und in Gesprächen mit CF und RK verfeinert. Alle Auswertungen der Erprobungen erfolgten vollständig durch NH.

Die Vorbereitung der Studienfälle (Segmentierung, Aufteilung auf Studienteilnehmer*innen) für die Erprobung des OP-Planungssystems (Abschnitt 3.5.3) sowie die Registrierung der Referenzmodelle wurde vollständig von NH durchgeführt. Eine anschließende Evaluation des OP-Planungssystems erfolgte zu gleichen Teilen durch CF, JMO und JMR und wurden von NH begleitet.

Die Aufteilung der Fälle in eine Gruppe zur Erprobung der PSI-Vorbereitung (Masterarbeit von VJ) und

einer Gruppe zur Erprobung der hybriden Plattenfertigung (in dieser Arbeit) in Abschnitt 3.5.4 erfolgte durch NH. Die Biegevorlagen für die Anformung von Standardplatten wurden vollständig von NH angefertigt. Alle elf Standardplatten wurden anschließend von RK angeformt. Eine Digitalisierung (3D-Scan) der Platten wurde vollständig von NH durchgeführt. Die Erprobung der Plattenregistrierung und die Detektion der Markierungsstifte, die PSI-Vorbereitung sowie die Generierung von Sägeschablonen erfolgte durch FB und wurde von NH begleitet.

In Abschnitt 3.5.5 wurden die Fallaufteilungen auf die Teilnehmenden sowie die Vorbereitungen vor dem 3D-Druck vollständig von NH durchgeführt. Die additive Fertigung der Knochenmodelle, Schablonen und PSIs für die Operation an Knochenmodellen erfolgte zu gleichen Teilen durch NH und FB mittels vier 3D-Drucker der MKG und des IMI. Der Experimentaufbau bei navigierten Studienfällen konnte aus Vorarbeiten von IN und Dr. S. Kallus vom IMI übernommen werden. Die Durchführung der Modelloperationen erfolgte durch CF und RK und unter technischer Assistenz von NH. Eine postoperative Bildgebung (DVT) wurde für alle 21 Unterkiefer von FB und NH gemeinsam akquiriert. Die Unterkiefer wurden anschließend von NH und A. Martynova (Studierende der Medizinischen Informatik) zu gleichen Teilen segmentiert.

Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden in folgenden Artikeln veröffentlicht (Medline-referenziert: 1. und 2., mit Impact Factor: 1.)

1. Hagen, N., Weichel, F., Kühle, R., Knaup, P., Freudlsperger, C. und Eisenmann, U. (2023). **Automated calculation of ontology-based planning proposals: An application in reconstructive oral and maxillofacial surgery**. *Int J Med Robot* 19.6: e2545.

2. Hagen, N., Kühle, R., Weichel, F., Eisenmann, U., Knaup-Gregori, P. und Freudlsperger, C. (2021). **Knowledge Acquisition and Construction of a RDF-Ontology for Computer-Assisted Surgery**. *Stud Health Technol Inform* 281: 23–27.

Publikation 1 basiert auf dem modellierten Wissen der Ontologie aus dem Dissertationsabschnitt 3.1.3 sowie auf Ergebnissen aus der Entwicklung des OP-Planungssystems aus Abschnitt 3.2.1 und 3.2.3. Zusätzlich wurden Ergebnisse aus der Validierung des Wissens und der Rekonstruktionsberechnung (Abschnitt 3.5.2) dargestellt. Auch die Diskussion des neuartigen Konzepts zur wissensbasierten Rekonstruktionsplanung wurde in dieser Publikation abgebildet. Der Eigenanteil von NH an der Veröffentlichung erstreckt sich auf die Entwicklung der OP-Planungsfunktionalitäten und der Ontologie, die Vorbereitung und Auswertung der Validierung des Wissens und der Rekonstruktionsberechnung sowie auf das Schreiben des Manuskripts.

Publikation 2 basiert auf dem erarbeiteten Prozess zur Wissensakquise (Abschnitt 3.1.1), der Erhebung des Wissens (Abschnitt 3.1.2) und beschreibt grundlegende Konzepte für die Wissensmodellierung aus Abschnitt 3.1.3. Zudem wird die Wissensmodellierung unter Verwendung von *Semantic-Web*-Standards diskutiert. Der Eigenanteil von NH an der Publikation umfasst die Erarbeitung des Wissensakquisitionsprozesses, die Erhebung des Wissens (gemeinsam mit RK), die Entwicklung zentraler Konzepte für die Wissensmodellierung mittels RDF(S) sowie das Schreiben des Manuskripts.

Weitere eigene Veröffentlichungen
(Medline-referenziert: 3., 4., 5., 7., 8. und 10., mit Impact Factor: 3., 4. und 8.)

3. Kuehle, R., Ringwald, F., Bouffleur, F., Hagen, N., Schaufelberger, M., Nahm, W., Hoffmann, J., Freudlsperger, C., Engel, M. und Eisenmann, U. (2023). **The Use of Artificial Intelligence for the Classification of Craniofacial Deformities**. *J Clin Med* 12.22: 7082.

4. Schaufelberger, M., Kaiser, C., Kuhle, R., Wachter, A., Weichel, F., Hagen, N., Ringwald, F., Eisenmann, U., Hoffmann, J., Engel, M., Freudlsperger, C. und Nahm, W. (2023). **3D-2D Distance Maps Conversion Enhances Classification of Craniosynostosis**. *IEEE Trans Biomed Eng* 70.11: 3156–3165.

5. Schaufelberger, M., Kühle, R. P., Wachter, A., Weichel, F., Hagen, N., Ringwald, F., Eisenmann, U., Hoffmann, J., Engel, M., Freudlsperger, C. und Nahm, W. (2023). **Impact of data synthesis strategies for the classification of craniosynostosis**. *Front Med Technol* 5: 1254690.

6. Kaiser, C., Schaufelberger, M., Kühle, R. P., Wachter, A., Weichel, F., Hagen, N., Ringwald, F., Eisenmann, U., Engel, M., Freudlsperger, C. und Nahm, W. (2022). **Generative-Adversarial-Network-Based Data Augmentation for the Classification of Craniosynostosis**. *Curr Dir Biomed Eng* 8.2: 17–20.

7. Schaufelberger, M., Kühle, R. P., Kaiser, C., Wachter, A., Weichel, F., Hagen, N., Ringwald, F., Eisenmann, U., Freudlsperger, C. und Nahm, W. (2022). **CNN-Based Classification of Craniosynostosis Using 2D Distance Maps**. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc* 2022: 443–446.

8. Schaufelberger, M., Kühle, R., Wachter, A., Weichel, F., Hagen, N., Ringwald, F., Eisenmann, U., Hoffmann, J., Engel, M., Freudlsperger, C. und Nahm, W. (2022). **A Radiation-Free Classification Pipeline for Craniosynostosis Using Statistical Shape Modeling**. *Diagnostics (Basel)* 12.7: 1516.

9. Schaufelberger, M., Kühle, R., Weichel, F., Wachter, A., Hagen, N., Ringwald, F., Eisenmann, U., Freudlsperger, C. und Nahm, W. (2021). **Laplace-Beltrami Refined Shape Regression Applied to Neck Reconstruction for Craniosynostosis Patients**. *Curr Dir Biomed Eng* 7.2: 191–194.

10. Benning, N.-H., Hagen, N. und Knaup, P. (2020). **Current Use of Sensor-Based Measurements for Paraplegics: A Literature Review**. *Stud Health Technol Inform* 270: 741–745.

Anhang

A.1 Suchstrategie und Ein-/Ausschlusskriterien der Literatursuche

Nachfolgend wird die Suchstrategie zur Identifikation von Artikeln, welche sich mit der computerassistierten OP-Planung und Vorbereitung von Kieferrekonstruktionen mit autologen Transplantaten befassen, beschrieben. Für den Datenabruf werden drei Literaturdatenbanken angefragt. Der initiale Suchzeitraum beträgt zehn Jahre (1.1.2009 bis 6.9.2019). Eine Aktualisierung erfolgte im Jahr 2020. Zusätzlich werden 13 Beiträge aus *anderen Quellen* eingeschlossen. Nach Entfernung von Duplikaten umfasst die gefundene Literatur 1.502 Beiträge. Die Suchterme zur Anfrage der Datenbanken sind im Folgenden aufgeführt:

MEDLINE via PubMed
(“Mandibular Reconstruction“[Mesh] OR((“ Mandible“[Mesh] OR mandib*[TIAB]
OR lower jaw*[TIAB] OR “Maxilla“[Mesh] OR maxil*[TIAB] OR upper jaw*[TIAB])
AND reconstruct*[TIAB])) AND (“Surgical Flaps“[Mesh] OR “Autografts“[Mesh] OR “fibula“[Mesh]
OR “ilium“[Mesh] OR “scapula“[Mesh] OR fibula*[TIAB] OR iliac*[TIAB] OR scapula*[TIAB]
OR bone*[TIAB] OR "bony"[TIAB] OR osse*[TIAB] OR transplant*[TIAB] OR graft*[TIAB]
OR flap*[TIAB]) AND (“Surgery, Computer-Assisted“[Mesh] OR computer*[TIAB] OR “CAS“[TIAB]
OR virtual*[TIAB] OR digital*[TIAB] OR surgical plan*[TIAB] OR preoperative plan*[TIAB]
OR algorith*[TIAB]) NOT (“animals“[Mesh] NOT “humans“[Mesh])

IEEE Xplore (zusätzliche Einstellungen: *search metadata only*)
(“Mesh_Terms“:Mandibular Reconstruction OR((“Mesh_Terms“:Mandible OR mandib*
OR lower jaw* OR “Mesh_Terms“:Maxilla OR maxil* OR upper jaw*) AND reconstruct*))
AND (“Mesh_Terms“:Surgical Flaps OR “Mesh_Terms“:Autografts OR “Mesh_Terms“:Fibula
OR “Mesh_Terms“:Ilium OR “Mesh_Terms“:Scapula OR fibula OR iliac OR scapula OR bone
OR “bony“ OR osse OR transplant OR graft OR flap) AND (“Mesh_Terms“:Surgery, Computer-Assisted
OR “computer“ OR “CAS“ OR virtual OR digital OR surgical plan OR preoperative plan OR algorith)
NOT (“Mesh_Terms“:animals NOT “Mesh_Terms“:humans)

Web of Science (zusätzliche Einstellungen: *search core collection*)
TS=((mandib* OR lower jaw* OR maxil* OR upper jaw*) AND (reconstruct*) AND (fibula* OR iliac*
OR scapula* OR bone* OR “bony“ OR osse* OR transplant* OR graft* OR flap*) AND (computer*
OR “CAS“ OR virtual* OR digital* OR surgical plan* OR preoperative plan* OR algorith*))

Die Einschlusskriterien (E) und Ausschlusskriterien (A) für die Sichtung der Abstracts und Volltexte finden sich nachfolgend:

E1: Publikationssprache des Artikels ist Englisch oder Deutsch,

E2: Artikel berichtet über Ober-/Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten,

E3: Artikel berichtet über die computerassistierte Planung,

A1: Einschlusskriterien treffen nicht zu,

A2: Abstract oder Volltext des Artikels ist nicht verfügbar,
A3: Artikel berichtet ausschließlich über Tierstudien,
A4: Artikel berichtet über kommerzielle Verfahren / beschreibt Planungsalgorithmen nicht im Detail,
A5: Artikel berichtet über Implantate/Prothesen oder Knochenaugmentation,
A6: Artikel berichtet über dentale Rehabilitation,
A7: Artikel ist kein Originalartikel (Präsentation, Poster, Interview, Konferenz-Abstract, etc.),
A8: Artikel ist ein systematisches Literaturreview.

A.2 Berechnung der Analysen für die Transplantatoptimierung

Im Folgenden werden algorithmische Lösungen für die Berechnung der Analysen zur Optimierung eines wissensbasierten Rekonstruktionsvorschlags beschrieben.

Analyse: *Graft Level Corpus mandibulae*

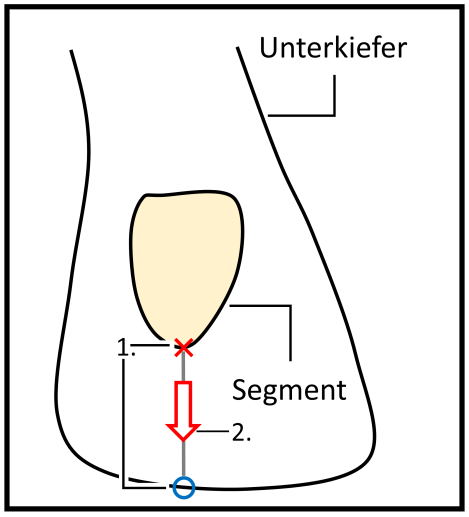
Analysierte Anker: V-Anker (im Bereich des Corpus mandibulae), Foramen (links/rechts), Eckzahn (links/rechts), Median.

Berechnungsbausteine und Ablauf der Berechnung:

1. **Point Correspondence**: Exemplarisch wird die Verschiebung in Richtung Unterkieferbasis (*Graft Level - Basal*) betrachtet. Im ersten Schritt werden in der Schnittebene des Ankers korrespondierende Punkte auf der unteren Knochenlinie des Transplantats (Punkt 1) und des Unterkiefer-Basalrands (Punkt 2) berechnet.*, **
2. **Calculate Translationvector**: Aufbauend auf den korrespondierenden Punkten wird ein Translationsvektor berechnet, um Punkt 1 auf Punkt 2 zu verschieben.

* *Graft Level - Apikal*: Um eine apikale Verschiebung des Transplantats zu bestimmen, werden in der Schnittebene des Ankers korrespondierende Punkte auf der oberen Knochenlinie des Transplantats (Punkt 1) und des Unterkiefer-Alveolarkamms (Punkt 2) bestimmt.

** *Graft Level - Zentral*: Um das Transplantat mittig zu positionieren, werden in der Schnittebene des Ankers korrespondierende Punkte auf der Skelettlinie des Transplantats (Punkt 1) und der Skelettlinie des Unterkiefers (Punkt 2) bestimmt.



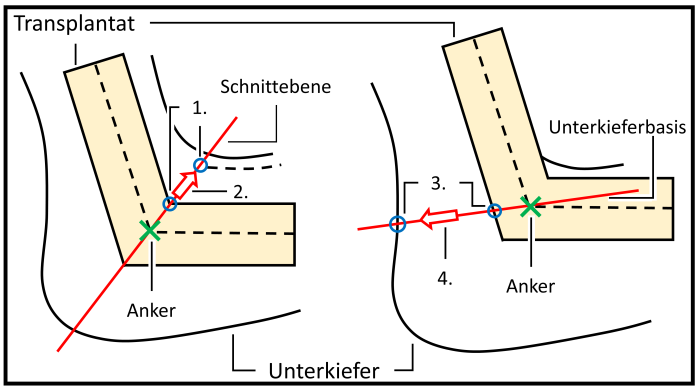
Schematische Darstellung der Berechnungen für die Analyse des Transplantatniveaus im Bereich des Corpus mandibulae. Quelle: Eigene Darstellung

Analyse: *Graft Level Angulus mandibulae*
Analysierte Anker: Kieferwinkel (links/rechts) in der ersten Iteration der Auto-Reko.
Berechnungsbausteine und Ablauf der Berechnung:

1. **Point Correspondence**: Für eine Verschiebung in Richtung Unterkiefer-Alveolarkamm (*Graft Level - Apikal*) werden in der Schnittebene des Ankers zunächst korrespondierende Punkte auf der oberen Knochenlinie des Transplantats (Punkt 1) und des Unterkiefer-Alveolarkamms (Punkt 2) berechnet.*, **
2. **Calculate Translationvector**: Danach wird aus den korrespondierenden Punkten ein erster Translationsvektor (Translation 1) berechnet, um Punkt 1 auf Punkt 2 zu verschieben.
3. **Point Correspondence**: Nach Verschiebung des Transplantats mit Hilfe der Translation 1 werden weitere Korrespondenzen bestimmt. Dazu werden parallel zur Unterkieferbasis Punkte auf der unteren Knochenlinie des Transplantats (Punkt 3) und des Unterkiefer-Basalrands (Punkt 4) berechnet.
4. **Calculate Translationvector**: Abschließend wird ein zweiter Translationsvektor bestimmt, um Punkt 3 auf Punkt 4 zu verschieben.

* *Graft Level - Zentral*: Um das Transplantat mittig zu positionieren, werden in der Schnittebene des Ankers korrespondierende Punkte auf der Skelettlinie des Transplantats (Punkt 1) und der Skelettlinie des Unterkiefers (Punkt 2) bestimmt.

** *Graft Level - Basal*: Um eine Verschiebung des Transplantats in Richtung Unterkieferbasis zu bestimmen, werden in der Schnittebene des Ankers korrespondierende Punkte auf der unteren Knochenlinie des Transplantats (Punkt 1) und des Unterkiefer-Basalrands (Punkt 2) bestimmt.



Schematische Darstellung der Berechnungen in der ersten Iteration der Auto-Reko für die Analyse des Transplantatniveaus im Bereich des Kieferwinkels. Quelle: Eigene Darstellung

Analyse: *Graft Level Ramus mandibulae*
Analysierte Anker: V-Anker (im Bereich der Rami mandibulae), Kieferwinkel (links/rechts) ab der zweiten Iteration der Auto-Reko.
Berechnungsbausteine und Ablauf der Berechnung:

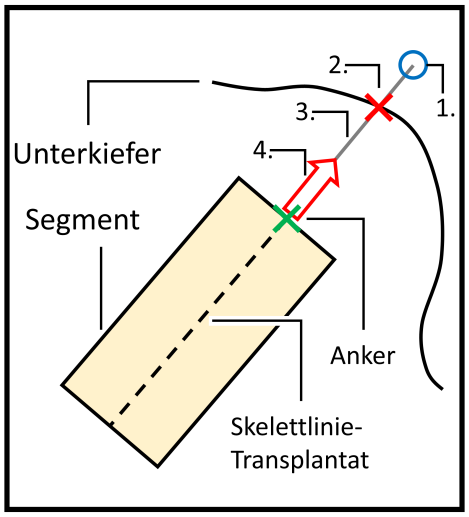
1. **Point Correspondence**: Analog zu der Analyse des *Graft Levels Corpus mandibulae* werden in der Schnittebene des V-Ankern korrespondierende Punkte auf der unteren Knochenlinie des Transplantats (Punkt 1) und des Unterkiefer-Basalrands (Punkt 2) berechnet. Die Berechnungspipelines unterscheiden sich insofern, dass im Bereich der Rami mandibulae immer die untere Knochenlinie des Transplantats auf den Unterkiefer-Basalrand abgebildet wird, auch bei apikalem oder zentralem Transplantatniveau.
2. **Calculate Translationvector**: Aufbauend auf den korrespondierenden Punkten wird ein Translationsvektor berechnet, um Punkt 1 auf Punkt 2 zu verschieben.

Analyse: *Condyle Position*

Analysierte Anker: Kiefergelenk (links/rechts).

Berechnungsbausteine und Ablauf der Berechnung:

1. **Create Line**: Entlang der Skelettlinie des Transplantatsegmentes zur Rekonstruktion des Kiefergelenks (Punkt 1) wird ein zweiter Punkt (Punkt 2) innerhalb der *Schädel-Point-Cloud* bestimmt. Durch Verbindung von Punkt 1 und Punkt 2 lässt sich die gesuchte Linie (Linie 1) bestimmen.
2. **Intersection Line & Point Cloud**: Es werden alle Schnittpunkte (Punktemenge 1) zwischen Linie 1 und der *Schädel-Point-Cloud* berechnet.
3. **Deep Point Correspondence**: Anschließend erfolgt die Berechnung einer tiefen Punktkorrespondenz zwischen dem Kieferwinkel (Punkt 1) und der Punktemenge 1. Darüber lässt sich der nächstgelegene Punkt (Punkt 3) aus der Punktemenge zum Kieferwinkel bestimmen.
4. **Calculate Translationvector**: Abschließend wird ein Translationsvektor und ein Bewegungsausmaß berechnet, um den Kieferwinkel in einem vorgegebenen Abstand zur Fossa mandibularis (Punkt 3) zu positionieren.



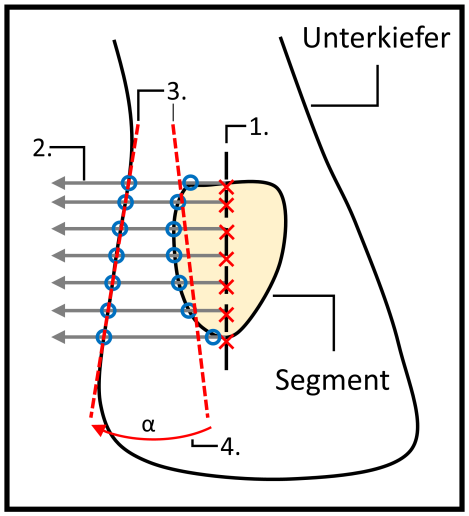
Schematische Darstellung der Berechnungen für die Analyse der Transplantatpositionierung im Kiefergelenk. Quelle: Eigene Darstellung

Analyse: *Rotation*

Analysierte Anker: V-Anker (im Bereich des Corpus mandibulae und der Rami mandibulae).

Berechnungsbausteine und Ablauf der Berechnung:

1. **Evenly Distributed Points**: In der Schnittebene des Ankers werden gleichmäßig verteilte Punkte (Punktemenge 1) zwischen der oberen und untere Knochenlinie des Transplantats berechnet.
2. **Line Tracing**: In der Schnittebene des Ankers wird ein Richtungsvektor senkrecht zu der Punktemenge 1 bestimmt. Ausgehend von jedem Punkt der Punktemenge werden entlang des Richtungsvektors korrespondierende Punkte auf der Knochenaußenseite des Transplantats (Punktemenge 2) und des Patientenunterkiefers (Punktemenge 3) bestimmt.
3. **Line Approximation**: In der nächsten Berechnung wird für die Punktemengen 2 und 3 jeweils ein Richtungsvektor approximiert. Die beiden Vektoren sind vereinfachte Darstellungen der Knochenaußenseiten.
4. **Calculate Rotationangle**: Abschließend wird für die Drehung des Transplantats ein Rotationswinkel zwischen den beiden Vektoren aus Schritt 3 berechnet.



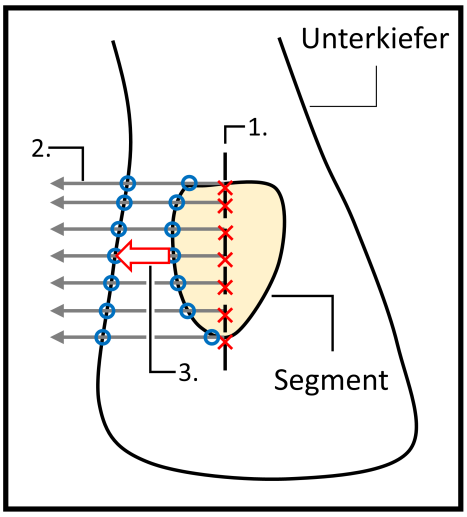
Schematische Darstellung der Berechnungen für die Analyse der Ausrichtung (Rotation) des Transplantats. Quelle: Eigene Darstellung

Analyse: *Native Shape* und *Symmetry*

Analysierte Anker: V-Anker (im Bereich des Corpus mandibulae und der Rami mandibulae), Kieferwinkel (links/rechts), Foramen (links/rechts), Eckzahn (links/rechts), Median.

Berechnungsbausteine und Ablauf der Berechnung:

1. **Evenly Distributed Points**: In der Schnittebene des Ankers werden gleichmäßig verteilte Punkte (Punktemenge 1) zwischen der oberen und untere Knochenlinie des Transplantats berechnet.
2. **Line Tracing**: In der Schnittebene des Ankers wird ein Richtungsvektor senkrecht zu der Punktemenge 1 bestimmt. Ausgehend von jedem Punkt der Punktemenge 1 werden entlang des Richtungsvektors zwei korrespondierende Punktemengen (Punktemengen 2 und 3) auf der Knochenaußenseite des Transplantats und des Referenzmodells (*Native Shape*) bzw. des gespiegelten Referenzmodells (*Symmetry*) bestimmt.
3. **Calculate Translationvector**: Abschließend wird ein mittlerer Translationsvektor aus den korrespondierenden Punktemengen 2 und 3 berechnet, um den Anker passend zu verschieben.



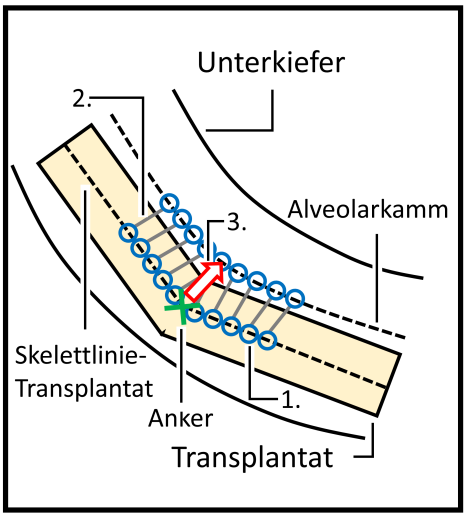
Schematische Darstellung der Berechnungen für die Analyse der natürlichen Form und Symmetrie des Transplantats. Quelle: Eigene Darstellung

Analyse: *Jaw Relation*

Analysierte Anker: Kieferwinkel (links/rechts), Foramen (links/rechts), Eckzahn (links/rechts), Median.

Berechnungsbausteine und Ablauf der Berechnung:

1. **Subdevide Path**: Aus der Skelettlinie des Transplantats wird ein Sub-Pfad (Punktemenge 1) berechnet. Dieser setzt sich lediglich aus einem Teil der an den Anker angrenzenden Skelettlinie zusammen.
2. **Point Correspondence**: Der berechnete Sub-Pfad (Punktemenge 1) wird zusammen mit dem Unterkiefer-Alveolarkamm (Punktemenge 2) in die Camperebene projiziert. Anschließend werden korrespondierende Punkte zwischen den projizierten Punktemengen berechnet.
3. **Calculate Translationvector**: Abschließend wird ein mittlerer Translationsvektor aus den projizierten Punktemengen 2 und 3 berechnet, um den Anker passend zu verschieben.



Schematische Darstellung der Berechnungen für die Analyse der Kieferrelation. Quelle: Eigene Darstellung

A.3 Modellierungsschnittstelle

Für die zuverlässige Berechnung von booleschen Operationen mit triangulierten geometrischen Objekten soll auf die Open-Source-Grafiksuite *Blender* (Version 2.92.0) zurückgegriffen werden. *Blender* bietet eine offene Programmierschnittstelle an, welche es ermöglicht, die bereitgestellten Funktionalitäten über Pythonskripte (Python-Version 2.7.18) anzusprechen. Darüber kann *Blender* als externe Softwarelösung für die Berechnung von booleschen Operationen in Reko-Compass integriert werden.

Die realisierte Schnittstelle ermöglicht die Berechnung einer booleschen Subtraktion, Schnittmenge oder Vereinigung zweier Oberflächenmodelle. Für eine reibungslose Verarbeitung werden die Modelle aus der MITK-Umgebung exportiert und in *Blender* importiert. Als Datenschnittstelle wird automatisch eine Ordnerstruktur (temporärer Zwischenspeicher) für den Transfer der Oberflächenmodelle erzeugt.

Um eine *Blender*-basierte boolesche Operation durchzuführen, werden die Oberflächen als STL-Dateien in der erzeugten Ordnerstruktur zwischengespeichert. Danach werden schrittweise die implementierten Pythonskripte aus der MITK-Umgebung von Reko-Compass ausgeführt, so dass *Blender* über die Kommandozeile angesprochen werden kann. Die STL-Dateien aus dem Zwischenspeicher werden nacheinander in *Blender* importiert und die Funktionalitäten zur Berechnung der booleschen Operationen aufgerufen. Das Berechnungsergebnis wird wiederum als STL-Datei im Zwischenspeicher abgelegt und anschließend automatisch als Oberflächenmodell in die MITK-Umgebung von Reko-Compass eingelesen.

A.4 Frage- und Erhebungsbögen

Bei der Erprobung von Reko-Compass kommen insgesamt acht Frage- und Erhebungsbögen zur Erfassung von qualitativen und quantitativen Merkmalen zum Einsatz. Ein Bogen wird entweder pro Studienfall oder einmal am Ende einer Evaluationssitzung von den Chirurg*innen ausgefüllt:

- **Bogen 1**: Bewertung einer virtuellen OP-Planung mit dem OP-Planungssystem (pro Fall),
- **Bogen 2**: Bewertung der Funktionalitäten des OP-Planungssystems,
- **Bogen 3**: Bewertung einer Registrierung und Detektion von Markierungsstiften (pro Fall),
- **Bogen 4**: Bewertung einer Generierung einer Knochensägeschablone (pro Fall),
- **Bogen 5**: Bewertung des Systembausteins zur Generierung einer Knochensägeschablone,
- **Bogen 6**: Bewertung einer Sägeschablone während der Operation am Knochenmodell (pro Fall),
- **Bogen 7**: Bewertung einer Einbringung des Transplantats in den Unterkieferdefekt (pro Fall),
- **Bogen 8**: Fragen des validierten SUS-Fragebogens.

Die einzelnen Bögen zur Erhebung der Merkmale sind nachfolgend angehängt.

Bewertung – UK-Rekonstruktion: virtuelle OP-Planung
Person-ID: XX | **Fall-ID:** UK_Reko_Fall_XX | **Datum:** TT.MM.JJJJ

Bogen 1

NACH JEDER OP-PLANUNG AUSFÜLLEN

Fallplanung

1. Insgesamt schätze ich die (klinische) Komplexität der Planung dieses Falls als hoch ein.

Stimme gar nicht zu | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Stimme voll zu

2. Die **Resektion** am Unterkiefer **konnte** mit dem System **wie gewünscht geplant** werden.

Stimme gar nicht zu | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Stimme voll zu

3. Der **Vergleich verschiedener Vorschläge** war **hilfreich für** die **Rekonstruktionsplanung** bei diesem Fall (wenn verschiedene Rekonstruktionensvarianten berechnet werden).

Stimme gar nicht zu | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Stimme voll zu

Rekonstruktionsvorschlag

4. **Beurteilung** des berechneten und final **gewählten Rekonstruktionsvorschlags**. Die berechnete Rekonstruktion stellt einen geeigneten Vorschlag im Hinblick auf die […] dar.

	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
Rekonstruktion der UK-Form					
Transplantatniveaus ☐ basal ☐ zentral ☐ krestal					
Kieferrelation zwischen OK & Transplantat (für die dentale Rehabilitation)					
Anschluss der Transplantatsegmente an den Rest-UK (Lage und Ausrichtung)					
bei Klasse H Fällen (Rekonstruktion Kiefergelenk) Lage und Ausrichtung des Neo-Kiefergelenks (auch Abstand zu Fossa mandibularis)					
Lage der Transplantat-Gefäße am Unterkiefer					
Ausrichtung/Lage der Hautlappens (grüne Linie im OP-Planungssystem)					
Passgenauigkeit der Schnittkanten bei benachbarten Transplantatsegmenten					
Abstände zwischen den Transplantatsegmenten entlang der Fibula					
Weitere Aspekte/Anmerkungen					

Insgesamt stellt der **gewählte Vorschlag** eine **geeignete Rekonstruktion** dar.

Stimme gar nicht zu | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Stimme voll zu

Planungsergebnis

5. Die **Rekonstruktion konnte** mit dem System (ggf. nach manueller Anpassung des Vorschlags) **wie gewünscht geplant** werden.

Stimme gar nicht zu | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Stimme voll zu

Anmerkungen:

Bewertung – UK-Rekonstruktion: OP-Planungssystem

Person-ID: XX | **Datum:** TT.MM.JJJJ

Bogen 2

1x AM ENDE EINER EVALUATIONSSITZUNG AUSFÜLLEN

Funktionsumfang und Qualität des OP-Planungssystems

1. Insgesamt **erfüllt das System** meine **Erwartungen hinsichtlich** der **Unterstützung bei der OP-Planung**.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

2. **Planungsschritte.** Das System erfüllt meine Erwartungen hinsichtlich der […]

	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
Initialisierung eines Falls (Registrierung Referenzmodelle)					
Resektionsplanung					
Konfiguration der zu planenden **Rekonstruktion** (Auswahl Fibula L/R, Transplantathöhe , etc.)					
Rekonstruktionsplanung bzw. Planung des Transplantats					

3. **Visualisierung.** Die Visualisierung […] geeignet.

	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
des Tumorvolumens sind für die Resektionsplanung					
der Empfängerregion (Kopf-Hals-Bereich) sind für die Rekonstruktionsplanung					
der Spenderregion (untere Extremitäten) sind für die Rekonstruktionsplanung					

4. **Interaktion.** Die Interaktion zum […] in den Planungsszenen erfüllt meine Erwartungen.

	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
Positionieren und Verschieben von **anatomischen Landmarken**					
Positionieren, Verschieben und Rotieren von **Schnittebenen**					
Anpassen der Transplantat-Segmente (Verschieben der Verbindungspunkte)					
Anpassen der Transplantat-Orientierung (Rotieren der Segmente um Mittelachse)					
Anpassen der Transplantat-Höhe (Verschiebung Basal <-> Krestal)					

5. **Funktionsumfang.** Insgesamt bin ich mit dem Funktionsumfang des Systems für die Planung einer Unterkieferrekonstruktion zufrieden.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

Folgende Funktionalität(en) hätte(n) mir **zusätzlich** sehr geholfen:

Anmerkungen:

NACH JEDER REGISTRIERUNG UND DETEKTION VON MARKIERUNGSSTIFTEN AUSFÜLLEN

Bewertung – UK-Rekonstruktion: 3D-Scan und Registrierung

Person-ID: XX | **Fall-ID:** UK_Reko_Fall_XX | **Datum:** TT.MM.JJJ

Bogen 3

3D-Scan, Registrierung und Detektion der Markierungsstifte

1. Der **3D-Scan erfüllt meine Erwartungen** hinsichtlich der **Digitalisierungsqualität** der **Platte und der Markierungsstifte**.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

2. **Registrierung**. Die Registrierung des 3D-Scans mit der OP-Planung konnte mit ausreichender Genauigkeit durchgeführt werden.

	Ja	Nein	Anzahl Versuche
Landmarkenbasierte Registrierung			
ICP-basierte Registrierung			

➔ **bei Nein, bitte begründen/beschreiben:**

3. **Erfassung der Markierungsstifte**. Die Stifte konnten nach visueller Kontrolle zufriedenstellend erfasst werden (rote Linien = Ausrichtungen der Stifte)

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

Anmerkungen:

NACH JEDER GENERIERUNG EINER SCHABLONE AUSFÜLLEN

Bewertung – UK-Rekonstruktion: Generierung Sägeschablone

Person-ID: XX | **Fall-ID:** UK_Reko_Fall_XX | **Datum:** TT.MM.JJJJ

Bogen 4

Generierung einer Sägeschablone

1. Die **Fixierungslöcher** konnten **wie gewünscht positioniert** werden.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

2. Die **Sägeschablone konnte** insgesamt (ggf. nach manueller Konfiguration) **wie gewünscht erstellt** werden.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

Anmerkungen/Identifizierte Probleme bei der Generierung:

Bewertung – UK-Rekonstruktion: Systembaustein Sägeschablonen

Person-ID: XX | **Datum:** 16.01.2024

Bogen 5

1x AM ENDE EINER EVALUATIONSSITZUNG AUSFÜLLEN

Funktionsumfang und Qualität des Systembausteins zur Generierung von Schablonen

1. Insgesamt **erfüllt das System** meine **Erwartungen hinsichtlich** der **Unterstützung bei der Generierung einer Sägeschablone**.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

2. **Generierungsschritte**. Das System erfüllt meine Erwartungen hinsichtlich der […]

	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
Generierung und Konfiguration der Schablonen-Grund-Form.					
Generierung der Sägeführungen.					
Generierung der Bohrführungen.					
Positionierung der Fixierungslöcher.					

3. **Visualisierung**. Die Visualisierungen waren geeignet für die Generierung einer Sägeschablone.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

4. **Funktionsumfang.** Insgesamt bin ich mit dem Funktionsumfang des Systems für die Generierung einer Sägeschablone zufrieden.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

Folgende Funktionalität(en) hätte(n) mir **zusätzlich** sehr geholfen:

Anmerkungen:

Bewertung – UK-Rekonstruktion: Umsetzung
Person-ID: XX | **Fall-ID:** UK_Reko_Fall_XX | **Datum:** TT.MM.JJJJ

Bogen 6

NACH JEDER OPERATION AM MODELL AUSFÜLLEN

Anwendung der Sägeschablonen des Unterkiefers und der Fibula

1. Die **Sägeschablone erfüllt** meine **Erwartungen hinsichtlich** der **Planungsumsetzung**.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

2. **Planungsumsetzung im Detail**. Die Sägeschablone war geeignet im Hinblick auf […]

	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
Die eindeutige Positionierung (passgenaue Anbringung auf dem Wadenbein)					
das Design (Dicke und Stabilität)					
die Fixierungslöcher (Positionierung, Anzahl, etc.)					
die Bohrzylinder (Führung des Bohrers)					
die Sägeschlitze (Führung der Säge)					

Folgende Erweiterung(en) hätte(n) mir **außerdem** sehr **geholfen**:

Anmerkungen:

Bewertung – UK-Rekonstruktion: Umsetzung
Person-ID: XX | **Fall-ID:** UK_Reko_Fall_XX | **Datum:** TT.MM.JJJJ

Bogen 7

NACH JEDER OPERATION AM MODELL AUSFÜLLEN

Einbringung des Transplantats in den UK-Defekt

1. **Umsetzung der UK-Rekonstruktion**.

	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
Die **Segmente** konnten wie geplant **an der Platte fixiert** werden. (Bohrungen an den Wadenbein-Segmenten passen)					
Benachbarte Segmente ergänzen sich an den **Schnittkanten passgenau.** (Schnitte passen)					
Das **Transplantat** konnte wie geplant in den **UK-Defekt eingepasst** werden.					
Die **Transplantat- und Resektionsschnittkanten** (am Rest-UK) ergänzen sich **passgenau.** (Schnitte passen)					
Das **Transplantat** konnte wie geplant am **Rest-UK fixiert** werden. (Bohrungen am Rest-UK passen) ...					
Plattenqualität. Die **Form** (Auflage auf Knochen) der **Platte** hatte **keinen negativen Einfluss** auf die **Umsetzungsqualität der Rekonstruktion.**					

2. Insgesamt bin ich mit der **Planungsumsetzung (OP-Ergebnis)** mit Hilfe der Platte und der Sägeschablonen **zufrieden**.

Stimme gar nicht zu					Stimme voll zu
1	2	3	4	5	

Anmerkungen oder Anpassungen bei der Umsetzung:
(Beispiele für Anpassungen: *Nachsägen* der Transplantat-Segmente oder Resektionen, *Nachbiegung* der Platte, etc.)

System Usability Scale (SUS)

Person-ID: XX | **Datum:** 16.01.2024

Bogen 8

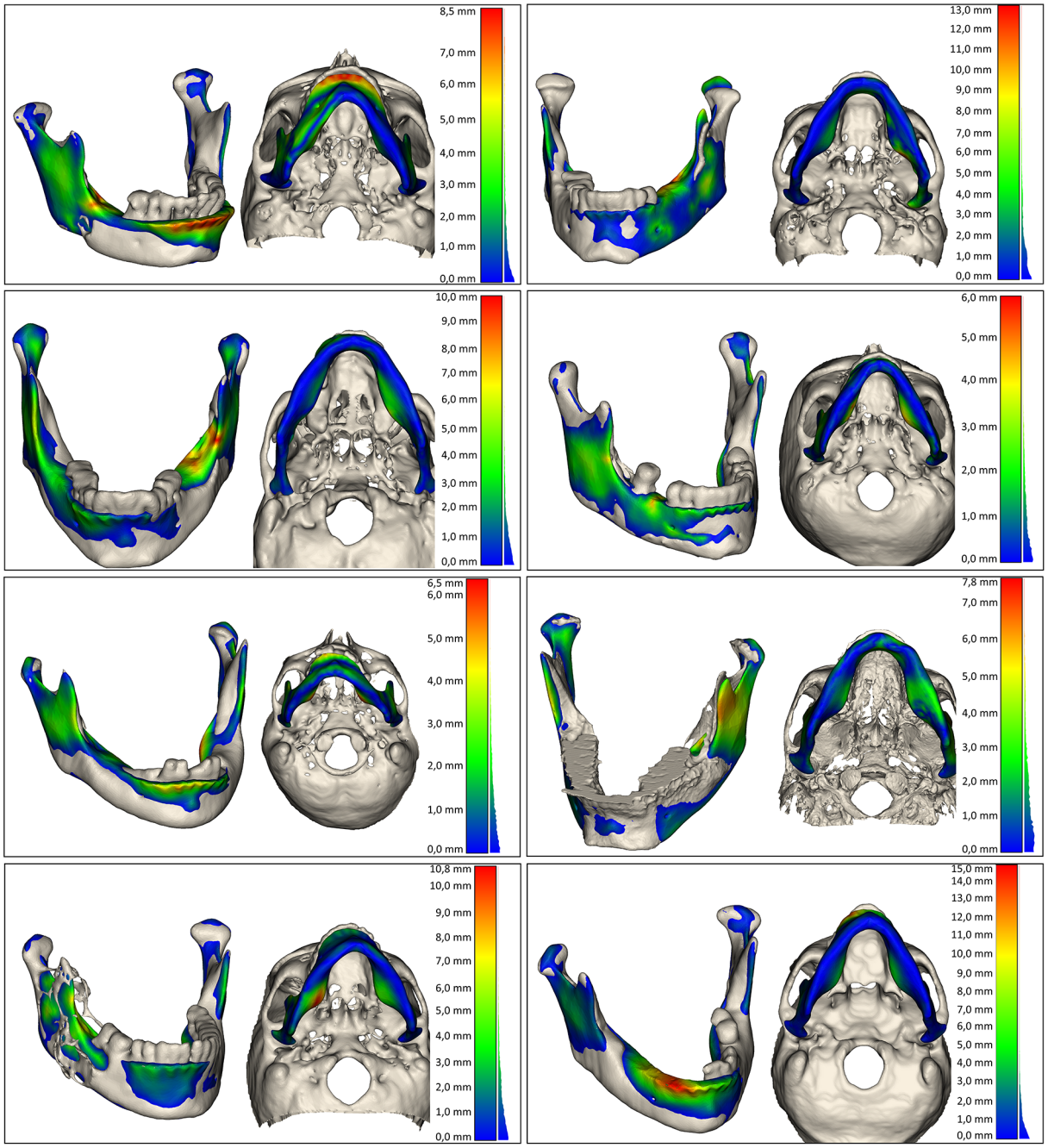
1x AM ENDE EINER EVALUATIONSSITZUNG AUSFÜLLEN

Fragen zur System Usability (SUS-Fragebogen)

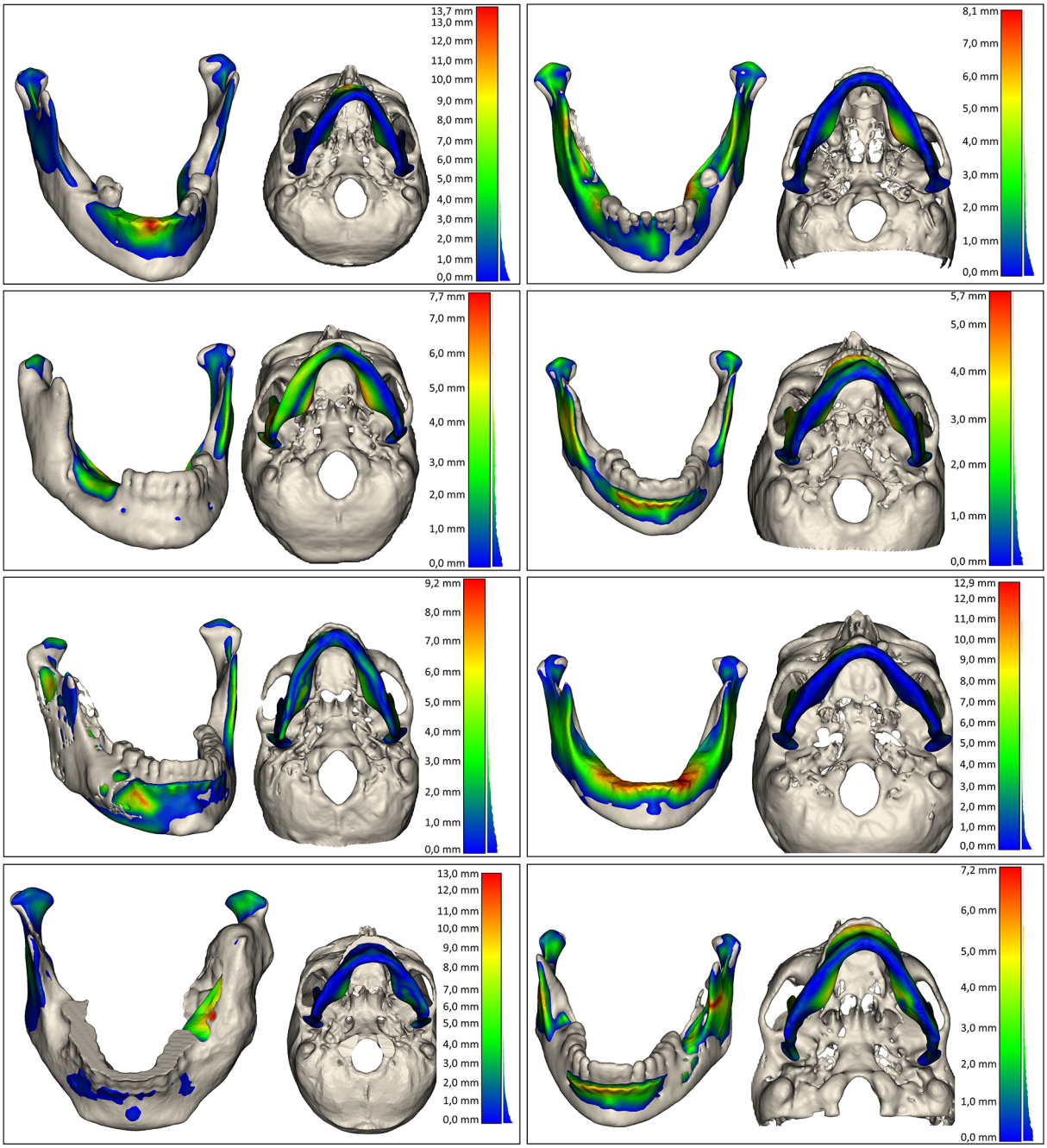
	Stimme gar nicht zu 1	2	3	4	Stimme voll zu 5
Ich kann mir sehr gut vorstellen, das System regelmäßig zu nutzen.					
Ich empfinde das System als unnötig komplex.					
Ich empfinde das System als einfach zu nutzen.					
Ich denke, dass ich technischen Support brauchen würde, um das System zu nutzen.					
Ich finde, dass die verschiedenen Funktionen des Systems gut integriert sind.					
Ich finde, dass es im System zu viele Inkonsistenzen gibt.					
Ich kann mir vorstellen, dass die meisten Leute das System schnell zu beherrschen lernen.					
Ich empfinde die Bedienung als sehr umständlich.					
Ich habe mich bei der Nutzung des Systems sehr sicher gefühlt.					
Ich musste eine Menge Dinge lernen, bevor ich mit dem System arbeiten konnte.					

A.5 Fälle zur qualitativen Bewertung der registrierten Unterkieferreferenz

Nachfolgend sind die 16 Fälle aus der Voruntersuchung zur qualitativen Bewertung der registrierten Unterkieferreferenz bei teilweise schwerwiegend deformierten Patientenunterkiefern (Abschnitt 3.5.1) illustriert.



Teil 1: Fälle 1 bis 8 für die qualitative Bewertung der registrierten Unterkieferreferenz. Für jeden Fall ist die Patientenanatomie (Grau) und die registrierte Unterkieferreferenz (Farbskala) dargestellt. Abstände (Farbskala) zwischen der registrierten Referenz und den Patientenunterkiefern wurden auf Basis der nächstgelegenen Oberflächenpunkte und mit Hilfe von *CloudCompare* berechnet und illustriert. Quelle: Eigene Darstellung



Teil 2: Fälle 9 bis 16 für die qualitative Bewertung der registrierten Unterkieferreferenz. Für jeden Fall ist die Patientenanatomie (Grau) und die registrierte Unterkieferreferenz (Farbskala) dargestellt. Abstände (Farbskala) zwischen der registrierten Referenz und den Patientenunterkiefern wurden auf Basis der nächstgelegenen Oberflächenpunkte und mit Hilfe von *CloudCompare* berechnet und illustriert. Quelle: Eigene Darstellung

Danksagung

Durch meine Dissertationsarbeit durfte ich in den vergangenen Jahren viel über die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und insbesondere über die Diagnostik, Behandlung und Forschung im Bereich der Unterkieferrekonstruktionen lernen. Ich bin dankbar und froh für diese Einblicke und die Zeit, in der ich mich mit diesem Thema beschäftigen konnte.

Ein besonderer Dank gilt meiner Doktormutter, Frau Prof. Dr. Petra Knaup, für die Überlassung des Themas und das Vertrauen in meine Arbeit. Ihren wissenschaftlichen Rat sowie ihre stete Hilfsbereitschaft habe ich sehr zu schätzen gelernt.

Dr. Urs Eisenmann möchte ich meinen besonderen Dank für sein großes, persönliches Engagement sowie unsere fachlichen und außerfachlichen Diskussionen aussprechen. Er war eine wichtige Stütze in allen Phasen meiner Arbeit.

Meinen besonderen Dank möchte ich auch den Kolleg*innen der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie aussprechen. Allen voran Prof. Dr. Dr. Christian Freudlsperger möchte ich danken, für seine stetige Unterstützung, seine Geduld und all die Zeit, die er mir trotz der hohen Arbeitsbelastung im klinischen Alltag immer entgegengebracht hat. Dr. Dr. Reinald Kühle und Frederic Bouffleur möchte ich für den immer kompetenten sowie amüsanten Gedankenaustausch und die gute Zusammenarbeit danken. Eure Motivation, Begeisterung und das immer fortwährende Interesse an meiner Arbeit, auch nach langen Arbeitstagen und -nächten, hat mich tief beeindruckt.

Meinen Freund*innen und Kolleg*innen am Institut für Medizinische Informatik möchte ich danke sagen. Ein großer Dank richtet sich an Max Blumenstock, Lea Kraut, Vanessa Jörns, Benedict Schilling und Philipp Goos für ihren wissenschaftlichen Beitrag und die unzähligen Diskussionen, welche wir zum Thema der Arbeit geführt haben. Prof. Dr. Hartmut Dickhaus möchte ich für seine immer wertvollen Ratschläge und Einschätzungen danken. Max Seitz, Dr. Nils Benning, Friedemann Ringwald, Dr. Sebastian Kallus und Dr. Igor Nova haben meine Zeit am Institut nicht nur fachlich, sondern auch um die ein oder andere humorvolle Nuance bereichert.

Bei meinen Eltern möchte ich mich für vieles bedanken, vor allem aber für ihr unerschütterliches Vertrauen in mich. Larissa, dir danke ich für deine Motivationskraft, deine bedingungslose Unterstützung und deine Geduld mit mir. Danke, für euren Zuspruch; Danke, dass ihr immer für mich da seid, auch in mitunter mühsamen Phasen. Ohne euch wäre diese Arbeit so nicht möglich gewesen.

Heidelberg, im Februar 2024

Eidesstattliche Versicherung

1. Bei der eingereichten Dissertation zu dem Thema

   Konzept und Realisierung eines wissensbasierten Planungssystems für die tumorbedingte Unterkieferrekonstruktion mit autologen Transplantaten

   handelt es sich um meine eigenständig erbrachte Leistung.

2. Ich habe nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und mich keiner unzulässigen Hilfe Dritter bedient. Insbesondere habe ich wörtlich oder sinngemäß aus anderen Werken übernommene Inhalte als solche kenntlich gemacht.

3. Die Arbeit oder Teile davon habe ich bislang nicht an einer Hochschule des In- oder Auslands als Bestandteil einer Prüfungs- oder Qualifikationsleistung vorgelegt.

4. Die Richtigkeit der vorstehenden Erklärungen bestätige ich.

5. Die Bedeutung der eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unrichtigen oder unvollständigen eidesstattlichen Versicherung sind mir bekannt. Ich versichere an Eides statt, dass ich nach bestem Wissen die reine Wahrheit erklärt und nichts verschwiegen habe.

Ort und Datum Unterschrift