

Aus der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie
der Medizinischen Fakultät Mannheim
(Direktor: Dr. med. Michael Ehmann)

**Erweiterung der Qualitätssicherung in der Strahlentherapie
durch verbesserte Datenerfassung, Phantomnutzung und
vorausschauende Instandhaltung**

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

vorgelegt von

Lena Mertens

aus
Paderborn
2022

Dekan: Prof. Dr. med. Sergij Goerd

Referent: Prof. Dr. med. Frank Giordano

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Materialien und Methoden	7
2.1	Entwicklung einer Datenbank zur Qualitätssicherung	7
2.1.1	Qualitätssicherung am Linearbeschleuniger	9
2.1.2	Qualitätssicherung des Computertomographen	12
2.1.3	Qualitätssicherung des Bestrahlungsplanungssystems	13
2.1.4	Qualitätssicherung des gesamten Ablaufs in der Strahlentherapie	13
2.1.5	Datenbank zur Qualitätssicherung	14
2.2	Entwicklung eines Phantoms zur Qualitätssicherung	16
2.2.1	CT-Laser Konstanzprüfung	17
2.2.2	Konstanzprüfung des Oberflächenverfolgungssystems	19
2.2.3	kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung	20
2.2.4	Winston-Lutz-Test	22
2.2.5	kV-MV Isozentrumsübereinstimmung	28
2.2.6	CTDI-Messung	29
2.2.7	Übereinstimmung von Lichtfeld und Strahlenfeld	31
2.2.8	Dosimetrischer Ende-zu-Ende Test	32
2.2.9	Das UMM-Phantom	33
2.2.9.1	CT-Laser Konstanzprüfung	35
2.2.9.2	Konstanzprüfung des Oberflächenverfolgungssystems	36
2.2.9.3	kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung	36
2.2.9.4	Winston-Lutz-Test	37
2.2.9.5	kV-MV Isozentrumsübereinstimmung	39
2.2.9.6	CTDI-Messung im UMM-Phantom	39
2.2.9.7	Übereinstimmung von Lichtfeld und Strahlenfeld	41
2.2.9.8	Dosimetrischer und geometrischer Ende-zu-Ende Test	43

2.2.9.9	Einstellung der Positionierungs- und Bestrahlungszentren mit dem UMM-Phantom	45
2.2.9.10	Vergleich des UMM-Phantoms mit kommerziellen Phantomen	46
2.3	Proaktive Instandhaltung des Linearbeschleunigers	48
2.3.1	Fehler in der Mechanik des Linearbeschleunigers	50
2.3.2	Strahlbasierte Fehler	52
2.3.3	Den Gammaindex beeinflussende Fehler	54
2.3.4	Qualitätssicherung der Log-Dateien	59
3	Ergebnisse	61
3.1	Entwicklung einer Datenbank zur Qualitätssicherung	61
3.2	Entwicklung eines Phantoms zur Qualitätssicherung	63
3.2.1	CT-Laser Konstanzprüfung	64
3.2.2	Konstanzprüfung des Oberflächenverfolgungssystems	64
3.2.3	kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung	65
3.2.4	Winston-Lutz-Test	67
3.2.5	kV-MV Isozentrumsübereinstimmung	69
3.2.6	CTDI-Messung	69
3.2.7	Übereinstimmung von Lichtfeld und Strahlenfeld	71
3.2.8	Dosimetrischer und geometrischer Ende-zu-Ende Test	72
3.2.9	Einstellung der Positionierungs- und Bestrahlungszentren mit dem UMM-Phantom	75
3.3	Proaktive Instandhaltung des Linearbeschleunigers	77
3.3.1	Sicherheitsunterbrechungen während der Bestrahlung	77
3.3.1.1	Dosisraten Monitor	77
3.3.1.2	Außerhalb der Toleranz (Linac)	78
3.3.1.3	Tragarm Stopp	82
3.3.1.4	Lamellen- oder Blendenfehler	85
3.3.1.5	Strahlbasierte Fehler	87
3.3.2	Den Gammaindex beeinflussende Fehler	89
3.3.2.1	Verschobenes Strahlzentrum	90
3.3.2.2	Unpassendes Kopfmodell	91
3.3.2.3	Schiefes Strahlprofil	93

3.3.2.4	Unpassende Schultern im Strahlprofil	94
3.3.2.5	Unpassend kalibrierte Tragarmgeschwindigkeit und Dosisrate	96
3.3.3	Qualitätssicherung der Log-Dateien	98
4	Diskussion	100
4.1	Entwicklung einer Datenbank zur Qualitätssicherung	100
4.1.1	Probleme der Qualitätssicherungs-Datenbank	102
4.2	Entwicklung eines Phantoms zur Qualitätssicherung	103
4.2.1	Fertigung des UMM-Phantoms	104
4.2.2	Auffälligkeiten bei der Durchführung der einzelnen Qualitätssicherungs-Tests	105
4.3	Proaktive Instandhaltung des Linearbeschleunigers	119
4.3.1	Sicherheitsunterbrechungen während der Bestrahlung . . .	119
4.3.2	Den Gammaindex beeinflussende Fehler	123
4.3.3	Qualitätssicherung der Log-Dateien	125
4.4	Schlussfolgerung	127
5	Zusammenfassung	129
6	Literaturverzeichnis	132
7	Anhang	141
8	Lebenslauf	146
9	Danksagung	148

Abbildungsverzeichnis

2.1	Ablauf in der Strahlentherapie.	8
2.2	Navigationsformular der Datenbank.	15
2.3	Beispiel eines Qualitätssicherungs-Formulars in der Datenbank.	15
2.4	Wilke-Phantom.	18
2.5	HZ-023 Phantom.	20
2.6	Quasar Phantom.	21
2.7	Ballbearingphantom.	23
2.8	Bildverarbeitung beim Winston-Lutz-Test.	25
2.9	Ergebnisse des Winston-Lutz-Tests.	27
2.10	Ergebnisse des Winston-Lutz-Tests mit Phantom im MV-Isozentrum.	27
2.11	Messungen mit den kommerziellen CTDI-Phantomen.	30
2.12	Messung des Strahlenfeldes mit dem Startrack und des Lichtfeldes mit Hilfe eines Lineals.	31
2.13	CIRS IMRT Thorax Phantom.	33
2.14	UMM-Phantom.	34
2.15	UMM-Phantom um 180 ° gedreht.	34
2.16	CBCT-Bilder des UMM-Phantoms zur kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung.	37
2.17	MV-Bilder des UMM-Phantoms.	38
2.18	CTDI-Messung mit dem UMM-Phantom.	40
2.19	UMM-Phantom während der Lichtfeld-Strahlenfeldmessung.	41
2.20	Detektion der Lichtfeldgröße.	43
2.21	UMM-Phantom im Bestrahlungsplanungssystem.	44
2.22	Schultern im Dosisquerprofil.	53
2.23	Graphische Darstellung der Toleranzgrenzen des Gammawertes.	55
2.24	Beispielhafte Darstellung eines VMAT-Patientenplans mit passenden und unpassenden (rot) Gammaindexen.	57
2.25	MV-Bild zur Detektion der Lamellen- und Blendenposition.	60
3.1	Bericht in der Datenbank.	61
3.2	Datenübersicht in der Datenbank.	62

3.3	Vergleich der Zwillings-Linacs.	63
3.4	Vorwärtverstärkungstests am Linac 1.	80
3.5	Vorwärtverstärkungstests mit Unwucht am Linac 2.	84
3.6	Zeitlicher Verlauf der Blendenposition.	86
3.7	Verlauf des Gun-Stroms.	89
3.8	Gammaindexe bei verschobenem Isozentrum.	90
3.9	Einfluss des Kopfmodells.	92
3.10	Gammaindexe bei schiefem Strahlprofil.	94
3.11	Gammaindexe bei unpassenden Schultern des Dosisquerprofils.	95
3.12	Einfluss der Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit.	96
3.13	Kalibrierung von maximaler Dosisrate und langsamer Tragarmgeschwindigkeit.	98
4.1	Zurodnung der Lamellen und Blenden.	110
4.2	Steilstes Gradientenverfahren zur Bestimmung der Feld- und Kugelgrenzen.	113
4.3	Schwellwertverfahren zur Bestimmung der Feld- und Kugelgrenzen.	113
7.1	Ausschnitt eines VBA-Skripts	142
7.2	Ausschnitt des Winston-Lutz-Skripts	143
7.3	Ausschnitt des Lichtfeld-Strahlenfeld-Skripts	145

Tabellenverzeichnis

3.1	Ergebnisse der CT-Laser Qualitätssicherung.	64
3.2	Ergebnisse der Oberflächenverfolgungs-Qualitätssicherung.	65
3.3	Ergebnisse der kV-Zentrums-Qualitätssicherung.	66
3.4	Ergebnisse der Tischbewegungs-Qualitätssicherung.	66
3.5	Radien der Isozentrumskugeln des Winston-Lutz-Tests.	68
3.6	Lage der Messpunkte beim Winston-Lutz-Test.	68
3.7	Messwerte der Überprüfung der kV-MV Isozentrumsübereinstimmung.	69
3.8	Umrechnungsfaktoren des UMM-Phantoms auf ein PMMA-Phantom für die CTDI-Messung.	70
3.9	Vergleich der CTDI-Messungen des UMM-Phantoms und der PMMA Kopf- und Körperphantome.	70
3.10	Ergebnisse der Licht- und Strahlenfeld-Messung eines 20 cm × 20 cm großen Feldes.	71
3.11	Ergebnisse der Licht- und Strahlenfeld-Messung eines 10 cm × 20 cm großen Feldes.	71
3.12	Ergebnisse der Licht- und Strahlenfeld-Messung eines 5 cm × 5 cm großen Feldes.	72
3.13	Ergebnisse der Licht- und Strahlenfeld-Messung eines 3 cm × 3 cm großen Feldes.	72
3.14	Referenzwerte für die Konstanzprüfung der Hounsfield Einheit und Elektronendichte.	73
3.15	Dosisabweichungen während des Ende-zu-Ende Tests.	73
3.16	Radien der Isozentrumskugeln beim geometrischen Ende-zu-Ende Test des CBCTs.	74
3.17	Radien der Isozentrumskugeln beim geometrischen Ende-zu-Ende Test der Oberflächenverfolgung.	74
3.18	Abweichung der Systemzentren vom MV-Isozentrum.	76
3.19	Aus der Vorwärtsverstärkung abzuleitende Fehleinstellungen des Linearbeschleunigers.	85

Abkürzungsverzeichnis

AAPM American Association of Physicists in Medicine

CAD Computergestütztes Design (computer-aided design)

CBCT Kegelstrahl-Computertomographie (cone beam computed tomography)

CT Computertomographie

CTDI Computertomographie-Dosis-Index

DICOM Digitale Bildgebung und Kommunikation in der Medizin (digital imaging and communications in medicine)

DIN deutsche Industrienorm

DNS Desoxyribonukleinsäure

ED Elektronendichte

EPID elektronischer Flachbilddetektor (electronic portal imaging device)

FDK Feldkamp, David und Kress

HU Hounsfield Einheit (Hounsfield units)

ICRU Internationale Kommission von Strahlungseinheiten und Messungen (International Commission on Radiation Units and Measurements)

IGRT bildgestützte Strahlentherapie (image guided radiotherapy)

IMRT intensitätsmodulierten Radiotherapie

LED lichtemittierende Diode

Linac Linearbeschleuniger (linear accelerator)

MLC Multi-Lamellen-Kollimator (multi leaf collimator)

MPE Medizinphysik-Experte/Medizinphysik-Expertin

MU Monitoreinheit (monitor unit)

ODCB Offene Datenbanksverbindungsfähigkeit (Open Database Connectivity)

PA Polyamid

PMMA Polymethylmethacrylat

QS Qualitätssicherung

SBRT stereotaktische Strahlentherapie (stereotactic body radiation therapy)

TG Arbeitsgruppe (Task Group)

TPS Bestrahlungsplanungssystem (treatment planning system)

trf Behandlungsprotokoll-Datei (treatment record file)

UMM-Phantom universelles multimodales Phantom

VBA Visual Basic for Application

VMAT Volumetrisch modulierte Rotationsbestrahlung (volumetric modulated arc therapy)

1 Einleitung

Zur Behandlung von Krebserkrankungen wird bei 52 % der Patienten eine Strahlentherapie als Behandlungsmethode gewählt [1]. Dabei wird im Tumor durch ionisierende Strahlung der Zelltod herbeigeführt, indem durch direkte oder indirekte Strahleneinwirkungen Schäden an der Desoxyribonukleinsäure (DNS), wie beispielsweise Strangbrüche, hervorgerufen werden. Um dabei die DNS der gesunden Zellen zu schonen, muss die Strahlenbelastung des umliegenden Gewebes so weit wie möglich reduziert werden. Mit modernen Bestrahlungstechniken, wie der intensitätsmodulierten Radiotherapie (IMRT) und der stereotaktischen Strahlentherapie (SBRT) ist es heutzutage möglich, Zielvolumina mit verschiedensten Formen konformal zu bestrahlen. Dabei wirkt die Strahlung aus mehreren Richtungen auf das erkrankte Gewebe ein und Risikoorgane werden so gut wie möglich geschont. Dies führt dazu, dass hauptsächlich in den Tumorzellen die Zellteilung dauerhaft inaktiviert wird und es so zum funktionalen Zelltod kommt. Jedoch ist die Anwendung dieser Bestrahlungstechniken deutlich komplexer als beispielsweise die frühere Anwendung der 3D-konformalen Technik, bei welcher einfache, an die Tumorform angepasste Felder aus wenigen unterschiedlichen Richtungen zur Bestrahlung genutzt wurden. Bei der IMRT werden hingegen mit Hilfe von Lamellenkollimatoren sehr viele einzelne, unterschiedlich geformte Segmente gebildet. Durch diese von der Intensität her unterschiedlich gewichteten Segmente werden inhomogene Dosisverteilungen erzeugt, die jedoch durch die Überlagerung der Dosisverteilungen aus den verschiedenen Einstrahlrichtungen während einer Rotation zu einer homogenen Dosisabdeckung des Zielvolumens und einer gleichzeitigen Schonung der Risikoorgane führen. Deshalb müssen bei der IMRT alle einzelnen abgestrahlten Segmente exakt wie im Bestrahlungsplanungssystem (TPS) berechnet zusammen passen. Bei der SBRT werden zusätzlich zu diesen verschiedenen Segmenten mit unterschiedlich gewählten Formen und Intensitäten aus den verschiedenen Richtungen hohe Einzeldosen für kleine Zielvolumina genutzt. Um dabei die Position des Zielvolumens bei der Bestrahlung exakt zu treffen und die umliegenden Organe zu schützen, ist die geometrische Genauigkeit bei SBRT-Behandlungen deshalb noch wichtiger [2, 3].

Durch den Einsatz dieser präziseren und komplexeren Bestrahlungstechniken sind deshalb auch die Anforderungen an die Qualitätssicherung (QS) im kompletten Ablauf der Strahlentherapie gestiegen, um die korrekte dosimetrische Bestrahlung des Zielvolumens und die geometrische Genauigkeit bei der Patientenpositionierung zu gewährleisten. Dazu muss der Linearbeschleuniger (Linac), welcher für die Erzeugung der Strahlung genutzt wird, regelmäßig überprüft werden. Um den Patienten bei der Bestrahlung genau zu lagern und so den Tumor exakt zu treffen, wird zusätzlich die bildgestützte Strahlentherapie (IGRT) genutzt, welche durch die Anwendung von Kegelstrahl-Computertomographien (CBCT), planarer Bildgebung mit elektronischen Flachbilddetektoren (EPID) oder Oberflächenverfolgung mit Hilfe von Kameras durchgeführt wird [3–5]. Auch diese Systeme müssen einer genauen QS unterzogen werden, damit die von ihnen detektierten Bildzentren mit der Isozentrumslage des Therapiestrahls des Linacs übereinstimmen. Dies ist notwendig, damit die Tumorage relativ zum Therapiestahl möglichst exakt der Position im Bestrahlungsplan entspricht. Auch die Erstellung des Bestrahlungsplans mit dem Monte-Carlo basierten Bestrahlungsplanungssystem und die vorhergehende Computertomographie-(CT) Bildgebung kann zu Fehlern, wie einem inkorrekten Isozentrum oder ungenauer Dosisberechnung bei der Patientenbestrahlung führen. Deshalb müssen auch diese Systeme qualitätsgesichert werden [6, 7]. Die Standards für diese QS sind in verschiedenen deutschen Industrienormen (DIN) [8–14], der Strahlenschutzverordnung [15] oder Berichten der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [16–18] vorgegeben. Sie beschreiben zum Beispiel die Notwendigkeit der Messung von Dosis- und Energiekonstanz, der korrekten Position der Blenden und des Multi-Lamellen-Kollimators (MLC) oder der Übereinstimmung von Bildgebungs-, Planungs- und Bestrahlungszentren. Auch im Gesetz ist die QS verankert, denn die Strahlenschutzverordnung [15] verlangt einen regelmäßigen Ende-zu-Ende Test des gesamten Systems in der Strahlentherapie, um durch eine Überprüfung des vollständigen Ablaufs der klinischen Bestrahlung die korrekte Behandlung der Patienten zu gewährleisten. Bei einer strukturierten Durchführung der vorgegebenen QS und einer geeigneten Aufzeichnung der Ergebnisse beispielsweise in einer dazu geeigneten Datenbank kann festgestellt werden, ob ein getesteter Parameter des Bestrahlungssystems außerhalb der Toleranz liegt und korrigiert werden muss. Zusätzlich können Verläufe der QS-Ergebnisse betrachtet werden, sodass schon

vor dem Erreichen einer Handlungsschwelle festgestellt werden kann, ob sich ein Parameter verschlechtert. So können Fehler frühzeitig erkannt und behoben werden, wodurch die Wahrscheinlichkeit für eine inkorrekte Patientenbestrahlung reduziert wird. Zur Durchführung der QS ist ein effizienter QS-Ablauf mit darauf angepassten Messgeräten und Phantomen für den Arbeitsablauf eines Medizinphysikexperten essentiell.

Bei der QS in der Strahlentherapie werden nicht nur die in den DIN aufgeführten maschinellen Parameter überprüft, die eine dosimetrische und geometrische Konstanz des Linacs sicherstellen und eine Fehleinstellung einzelner Bauteile des Linacs oder der Bildgebung detektieren sollen, sondern es wird auch eine patientenplanspezifische QS durchgeführt. Bei dieser werden die für die Bestrahlung genutzten Patientenpläne auf einen Detektor gestrahlt und die gemessene mit der berechneten Dosisverteilung verglichen, um sicherzustellen, dass die Dosisabgabe bei den Patientenplänen und somit die Bestrahlung des Patienten korrekt erfolgt und keine durch den Bestrahlungsplan bedingten Fehlbestrahlungen auftreten. Die Erkenntnisse aus der QS des Linacs und der Patientenpläne können zusammen mit den Bestrahlungsdaten des Beschleunigers auch zur vorausschauenden Instandhaltung genutzt werden. Dies ist empfehlenswert, da eine vorausschauende Instandhaltung sowohl eine größere Sicherheit für den Patienten als auch eine Planung der Reparatur- und Ausfallzeiten des Linacs ermöglicht [19, 20]. So können beispielsweise aus den Messungen der Patientenpläne Schlussfolgerungen gezogen werden, warum keine optimal zum Bestrahlungsplanungssystem passende Dosisverteilung gemessen wird, sodass schon bei geringen Abweichungen interveniert werden und der Fehler am Linac behoben werden kann. Außerdem können Fehler, bei welchen der Beschleuniger dazu tendiert, die Bestrahlung abubrechen, weil seine erlaubten Toleranzen erreicht sind, mit einer vorausschauenden Instandhaltung frühzeitig erkannt und behoben werden. So kann, indem die QS zur vorausschauenden Instandhaltung genutzt wird, ein störungsfreier Ablauf einer Bestrahlung ohne beschleunigerseitige Fehler, die zu einer Unterbrechung der Bestrahlung führen, die Genauigkeit der Bestrahlung verringern und den Komfort des Patienten beeinflussen, gewährleistet werden.

Wissenschaftliche Fragestellung

Diese Arbeit soll dabei helfen, die standardmäßig durchgeführten QS-Maßnahmen zu optimieren und zu erweitern, um möglichst gut an die modernen Bestrahlungstechniken, wie IMRT und SBRT, angepasst zu sein. Das Ziel der Arbeit besteht darin, die phantombasierten QS-Tests zu optimieren, sodass eine genauere geometrische und dosimetrische Einstellung des Linacs gewährleistet und die Toleranzen für IMRT- und SBRT-Bestrahlungen erfüllt werden können. Außerdem sollen die QS-Maßnahmen um eine vorausschauende Instandhaltung erweitert werden, sodass auftretende Probleme bei den Linearbeschleunigern durch eine geeignete QS und eine übersichtliche, den Verlauf darstellende Datenerfassung frühzeitig erkannt und behoben werden können. Dazu wird die Arbeit in drei Bereiche gegliedert.

Im ersten Teil der Arbeit soll eine QS-Datenbank entwickelt werden, in welcher alle Ergebnisse der QS-Maßnahmen gesammelt erfasst und als Verlauf dargestellt werden können. Sie soll eine stets aktuelle Übersicht der Bestrahlungsqualität der jeweiligen Linacs ermöglichen und vor möglicherweise zeitnah auftretenden Problemen warnen. Zusätzlich soll die Datenbank die Möglichkeit einer Gegenüberstellung baugleicher Linacs bieten, um die Linacs einfacher auf das selbe dosimetrische Niveau einstellen zu können. Außerdem soll die Datenbank an die aktuellen Richtlinien der DIN angepasst sein. Die Entwicklung dieser Datenbank ist notwendig, um aus den Verläufen der QS-Ergebnisse frühzeitig eine sich über die Zeit ergebende Abweichung bestimmter Parameter von ihrem Referenzwert oder von den Ergebnissen des baugleichen Linacs feststellen und beheben zu können. Ohne einen in einer Datenbank gegebenen übersichtlichen Verlauf der Messwerte kann erst interveniert werden, wenn das Ergebnis des QS-Tests außerhalb der Toleranz liegt und die Abweichungen somit schon unerwünscht groß sind.

Im zweiten Teil soll ein QS-Phantom konstruiert werden, welches einen vollständigen Ende-zu-Ende Test ermöglicht, wie er in der Strahlenschutzverordnung gefordert ist. Dabei sollen sowohl die geometrischen als auch die dosimetrischen Abweichungen bestimmt werden können. Außerdem sollen möglichst viele zuvor

benötigte QS-Phantome in diesem neu entwickelten Phantom vereint werden, so dass die QS effizienter wird. Durch das Phantom sollen außerdem alle Abweichungen der Zentren der verschiedenen bildgebenden Systeme vom Bestrahlungsisozentrum in einem Schritt bestimmt werden können. Dies soll, im Gegensatz zu den für die einzelnen QS-Tests genutzten kommerziellen Phantome, eine Bestimmung der gesamten geometrischen Abweichung während einer Bestrahlung und die Justierung der Systemzentren auf das Bestrahlungsisozentrum ermöglichen und somit die Genauigkeit der geometrischen Einstellung des Linacs für die Anwendung für IMRT- und SBRT-Behandlungen erhöhen.

Im dritten Teil der Arbeit soll im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung evaluiert werden, ob frühzeitig Fehler beim Linac, die zu einer nicht zum TPS passenden Dosisverteilung führen, gefunden werden können, um inakzeptable Abweichungen der Patientenbestrahlung vom berechneten Bestrahlungsplan zu vermeiden. Außerdem sollen Gründe für das Auftreten einer Sicherheitsunterbrechung des Linacs bestimmt werden, um den Komfort des Patienten während der Bestrahlung nicht durch Unterbrechungen auf Grund einer schlechten Einstellung des Linacs zu reduzieren. Sowohl für die Ursachen, durch welche eine unpassende Dosisverteilung des gemessenen Patientenplans auftritt, als auch für die Gründe der auftretenden Sicherheitsunterbrechungen des Linacs, sollen QS-Maßnahmen eingeführt werden, um diese frühzeitig zu detektieren und den Linac wieder korrekt einstellen zu können. So soll beispielsweise die Stabilität des Strahls und Dosisquerprofils gewährleistet werden, schon bevor der Linac eine Sicherheitsunterbrechung hervorruft, damit die korrekte Bestrahlung des Patienten und der Komfort durch eine unterbrechungsfreie Behandlung immer gewährleistet sind. Es sollen also frühzeitige Instandhaltungsmaßnahmen angestrebt werden, um den Komfort während der Bestrahlung für den Patienten zu verbessern und eine präzisere Bestrahlung sicherzustellen. Ohne die Einführung dieser zusätzlichen QS-Maßnahmen im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung werden in der regulären QS nicht erfasste Fehleinstellungen des Linacs erst festgestellt, wenn bei mehreren aufeinander folgenden durchgeführten QS-Maßnahmen die Messungen der Patientenpläne außerhalb des akzeptablen Bereichs liegen oder der Linac durch Sicherheitsunterbrechungen die Bestrahlung abbricht. Verschlechtert sich ein Parameter jedoch langsam, können dann schon eine Zeit lang

1 Einleitung

die Patienten nicht mehr optimal bestrahlt worden sein, bevor die Verschlechterung der Messungen der Patientenpläne auffällt. Mit einer vorausschauenden Instandhaltung können hingegen die Parameter schon früher nachgestellt werden, um die Genauigkeit der Patientenbestrahlung zu erhöhen und Sicherheitsunterbrechungen auf Grund von Toleranzüberschreitungen zu vermeiden.

2 Materialien und Methoden

Um aus den Messungen der QS-Tests in der Strahlentherapie Ergebnisse über den Verlauf der Einstellung des Linacs zu erhalten, werden in Kapitel 2.1.1 bis Kapitel 2.1.4 die notwendigen durchzuführenden QS-Tests aufgeführt. Außerdem wird in Kapitel 2.1.5 die Erstellung einer Datenbank beschrieben, um die Ergebnisse dieser QS-Tests strukturiert zu erfassen. Da viele dieser QS-Tests mit Phantomen durchgeführt werden, werden in Kapitel 2.2.1 bis Kapitel 2.2.8 Testdurchführungen mit den standardmäßig genutzten kommerziellen Phantome aufgeführt. Das in dieser Arbeit entwickelte QS-Phantom, welches zur Erleichterung und Verbesserung der QS-Tests die einzelnen Herstellerphantome in einem Phantom vereint, wird darauf folgend in Kapitel 2.2.9 beschrieben. Kapitel 2.3 erweitert die QS-Maßnahmen um die vorausschauende Instandhaltung, damit Unterbrechungen während der Bestrahlungen oder vom TPS abweichender Dosisverteilungen vermieden werden können.

2.1 Entwicklung einer Datenbank zur Qualitätssicherung

Im gesamten Ablauf der Strahlentherapie von der initialen Bildgebung an über die Bestrahlungsplanung, die Positionierung des Patienten mittels Bildgebung und die Bestrahlung am Linac muss jeder Schritt QS-Maßnahmen unterzogen werden. Dadurch wird die korrekte Funktion sowohl jedes einzelnen Systems als auch der gesamten Behandlungskette gewährleistet und die exakte Bestrahlung des Patienten gesichert. Die Präsenz und Bedeutung der QS in der gesamten Behandlungskette wird in Abbildung 2.1 veranschaulicht. Die durch die QS nachzuweisende Genauigkeit der Bestrahlung wird im Bericht 24 der Internationalen Kommission von Strahlungseinheiten und Messungen (ICRU) vorgegeben. Die Dosis, mit welcher der Patient bestrahlt wird, darf demnach nur um maximal $\pm 5\%$ von der Verschreibungsdosis abweichen [21]. Da nicht nur die Dosisabgabe selbst,

sondern auch vorbereitende Schritte, wie die Bildgebung und die Patientenpositionierung, einen Einfluss auf die an den Patienten abgegebene Dosisverteilung haben, müssen alle Einzelsysteme zusammen genauer als die geforderten $\pm 5\%$ Abweichung eingestellt werden [17].

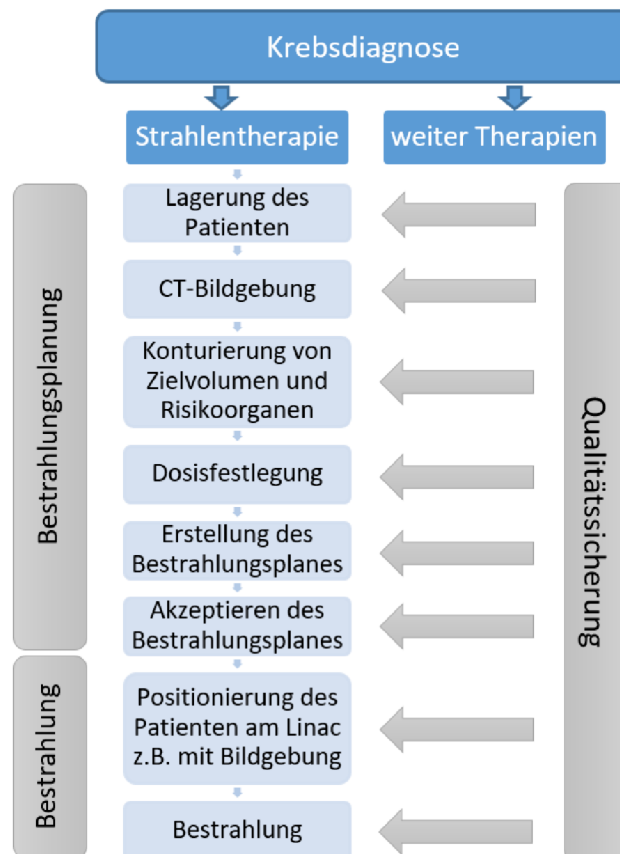


Abbildung 2.1: Jeder Schritt des Ablaufs in der Strahlentherapie muss qualitätsgesichert werden.

Um die Grenze einhalten zu können, werden deshalb alle an der Strahlentherapie beteiligten Geräte einer in den DIN und AAPM Berichten vorgeschriebenen QS unterzogen, die in Kapitel 2.1.1 bis Kapitel 2.1.4 genauer beschrieben ist. Die Ergebnisse dieser QS müssen übersichtlich und strukturiert erfasst werden, um die Einstellung der Systeme, wie beispielsweise des Linacs, beurteilen zu können. Eine in dieser Arbeit dafür entwickelte Methode ist in Kapitel 2.1.5 beschrieben.

2.1.1 Qualitätssicherung am Linearbeschleuniger

Das Ziel bei der Bestrahlung eines Patienten ist es, die durch den Bestrahlungsplan vorgegebene Abdeckung des Zielvolumens und die Schonung der Risikoorgane zu gewährleisten. Da hierzu heutzutage standardmäßig die komplexen Techniken der IMRT und der IGRT eingesetzt werden, muss eine optimale Funktion aller elektronischen und mechanischen Linac-Komponenten, die bei diesen Techniken genutzt werden, sichergestellt sein. Dazu sind einige Tests vorgeschrieben, welche in der DIN 6847-5 [8] über die Konstanzprüfung von medizinischen Elektronenbeschleunigeranlagen vorgegeben sind. Es muss zum Beispiel die Dosisabgabe alle zwei Wochen auf Konstanz geprüft werden. Außerdem muss jährlich der Einfluss verschiedener Monitorraten, Monitorwerte (MU), Tragarmwinkel oder Tageszeiten überprüft werden, um eine korrekte Dosisabgabe unter jeder möglichen Kombination dieser Parameter sicherzustellen. Zur korrekten Einstellung der Energie ist außerdem eine halbjährliche Messung der Tiefendosiskurven vorgeschrieben. Für die Überprüfung des MLCs werden zusätzlich die Strahlenfeldgröße mit und ohne Kollimatorrotation und die Positionsgenauigkeit der Lamellen und Blenden geprüft. Essentiell ist außerdem die jährliche Messung der Lage des Strahlenfeldisozentrums, die Bestimmung des Durchmessers der Isozentrumskugel und die vierteljährliche Überprüfung der Isozentrumsanzeige durch den Laser, um eine geometrisch exakte Bestrahlung des Patienten zu gewährleisten. Wie diese Tests funktionieren ist in der DIN 6847-5 beschrieben. Toleranzen gibt diese DIN jedoch nicht an, sodass die Toleranzen für die durchgeführten QS-Tests aus dem AAPM TG-142 Bericht übernommen werden [17]. Für IMRT-Bestrahlungen beträgt die Toleranz der einzelnen Messungen 2 % für Dosisabweichungen, wobei weiterhin die 5 % Toleranz des Gesamtsystems [21] gilt, und 2 mm für geometrische Abweichungen. Im Folgenden werden weitere erforderliche über die in DIN 6847-5 beschriebenen QS-Tests des Linacs herausgehenden QS-Maßnahmen aufgeführt.

Qualitätssicherung am elektronischen Bildempfängersystem

Auch die bildgebenden Systeme, welche zur Patientenlagerung in der Strahlentherapie genutzt werden, müssen hohen Qualitätsansprüchen standhalten. Dem-

nach existiert für jedes System eine eigene DIN mit vorgegebenen Konstanzprüfungen. Für die MV-Bildgebung mittels EPID ist dies die DIN 6847-6 [9] über die Konstanzprüfung von elektronischen Bildempfängersystemen. Laut dieser muss täglich bis wöchentlich überprüft werden, dass der Zentralstrahl korrekt angezeigt wird und das Bild keine Artefakte enthält. Außerdem ist wichtig, dass das Bild keine Bildverzeichnung aufweist, die Längenanzeige der Auswertesoftware kalibriert ist, die Kontrastauflösung sowohl im Niedrigkontrastbereich als auch im Hochkontrastbereich gegeben ist und die Homogenität der Signalquerverteilung entlang der Feldachse sichergestellt ist. Dies wird vierteljährlich überprüft. Nur wenn diese Tests der QS zufriedenstellende Ergebnisse liefern, kann der Patient mit Hilfe der EPIDs korrekt gelagert werden und es kommt nicht zu geometrischen Abweichungen bei der Patientenbestrahlung bedingt durch die EPIDs.

Qualitätssicherung des Kegelstrahl-CTs

Für die QS des CBCTs als weiteres bildgebendes System zur Patientenpositionierung gibt es keine DIN, jedoch existiert für dieses bildgebende Verfahren der AAPM TG-179 Bericht [16]. Dieser empfiehlt die Übereinstimmung des CBCT-Zentrums mit dem Laserzentrum und dem Strahlungsisozentrum auch nach einer Tischbewegung täglich zu prüfen, damit es nicht wegen eines falsch eingestellten Zentrums des CBCTs zu einer örtlichen Fehlpositionierung des Patienten kommt. Zusätzlich muss, wie auch bei der Konstanzprüfung des EPIDs, die Bildqualität inklusive der Orientierung, Gleichmäßigkeit, Skalierung, Längenanzeige und des Hoch- beziehungsweise Niedrigkontrastes überprüft werden. Auch eine Messung der Dosis während der Aufnahme eines CBCT-Bildes ist jährlich gefordert, um zu gewährleisten, dass die Dosis zur gewünschten Bildqualität passt. Nur wenn alle Toleranzen erfüllt sind, ist die Bildqualität ausreichend, um die Patienten sicher mit Hilfe dieses CBCTs zu positionieren und den korrekten Ort für die Bestrahlung zu gewährleisten.

Qualitätssicherung weiterer, nicht auf Röntgentechnik basierender Systeme zur bildgeführten Strahlentherapie

Zusätzlich zu den aufgeführten bildgebenden Systemen am Linac, werden in der

Strahlentherapie beispielsweise auch Oberflächenverfolgungssysteme mittels Kameras zur Lagerung des Patienten genutzt. Die QS dieser Systeme ist im Bericht der AAPM TG-147 [18] aufgeführt. Zu den hierfür vorgeschriebenen QS-Tests gehören die monatliche Konstanzprüfung des Zentrums und der Bewegungsverfolgung. Die funktionierende Kommunikation mit dem Tisch und die korrekte Tischbewegung werden auch geprüft. Mit diesen QS-Tests kann die korrekte Position des Zielvolumens bei Lagerung des Patienten, beispielsweise mit der Oberflächenverfolgung, während der Bestrahlung gewährleistet werden.

Qualitätssicherung bei der intensitätsmodulierten Strahlentherapie

Auch für spezielle Bestrahlungstechniken, wie beispielsweise die intensitätsmodulierte Strahlentherapie, gibt es weitere Vorschriften für die Konstanzprüfung nach DIN 6875-4 [13]. Für diese Bestrahlungstechnik muss zusätzlich zu der Linac-QS, die in DIN 6847-5 vorgegeben ist, monatlich für kleine Dosismonitorwerte die Proportionalität des Dosismonitorsystems, die Konstanz der Dosisquerverteilung, also des Profils des Strahls in Kopf-Fuß- und rechts-links-Richtung, und die Tiefendosiskurve überprüft werden. Außerdem muss jährlich die Transmission zwischen zwei benachbarten Lamellen gemessen werden, monatlich die Lamellenpositioniergenauigkeit und die Übereinstimmung der Nennfeldgröße mit der dosimetrischen Feldgröße betrachtet und die Lamellengeschwindigkeit überprüft werden. Zusätzlich zur normalen QS am Linac beinhaltet diese DIN somit sowohl Tests für kleine MU-Werte, die das Startverhalten des Linacs überprüfen, als auch genauere Prüfungen der Lamellen. Dies ist besonders bei kleinen Feldern, wie sie in der IMRT genutzt werden und bei denen exakte Lamellenbewegungen und kleine Monitorwerte einen bedeutenden Einfluss auf die Dosis haben, essentiell.

Qualitätssicherung bei stereotaktischen Bestrahlungen

Für stereotaktische Bestrahlungen greift die Konstanzprüfung der DIN 6875-2 [10]. Für diese Bestrahlungen ist ein präzise eingestelltes Isozentrum besonders wichtig, da hohe Dosen appliziert und nur geringe Sicherheitssäume gewählt werden. Außerdem kann es auf Grund der veränderten Strahlenbiologie durch die Bestrahlung mit hohen Dosen zu starken Auswirkungen auf das gesunde Gewebe

kommen. Nach dem linear-quadratischen Modell steigt bei höheren Dosen sowohl die Wahrscheinlichkeit für Doppelstrangbrüche, als auch die Schwierigkeit der Reparatur dieser Mehrfachschäden, weshalb es zu vermehrten irreversiblen Schäden kommt [22, 23]. Deshalb verlangt die DIN für stereotaktische Bestrahlungen, dass der Abstand zwischen Tragarmisozentrum und Tischzentrum halbjährlich bestimmt, zusätzlich monatlich die Isozentrumskugel zur Detektion der Variation des MV-Zentrums während einer Bestrahlung aufgenommen, die Anzeige des korrekten Isozentrums wöchentlich überprüft und der Abstand des tatsächlich bestrahlten Zielpunkts vom wirklich bestrahlten Zielpunkt erfasst wird. Zusätzlich schreibt die DIN vor, dass für repräsentative stereotaktische Patientenpläne die Übereinstimmung mit dem Bestrahlungsplanungssystem jährlich gemessen werden muss, um sicherzustellen, dass das Zielvolumen örtlich korrekt bestrahlt wird. Auch die Toleranzen für die Isozentrumsabweichung sind im Vergleich zu IMRT-Bestrahlungen um 1 mm reduziert auf ± 1 mm.

2.1.2 Qualitätssicherung des Computertomographen

Nach DIN EN 61223-2-6 [11] müssen bei einer Konstanzprüfung des CTs die Patientenlagerungshilfen, wie beispielsweise der Tisch und der Positionierungslaser, überprüft werden, um am Linac die Lagerung des Patienten reproduzieren zu können. Außerdem wird die tomographische Schichtdicke und die Dosis bei der Bildaufnahme monatlich gemessen. Auch die CT-Bildqualität, welche das Rauschen, die Gleichförmigkeit, die CT-Zahl und die räumliche Auflösung beinhaltet, wird vierteljährlich geprüft. Analog zum CBCT soll der Patient bei der Bildgebung möglichst wenig Dosis erfahren, das Bild jedoch eine gute Qualität aufweisen. So können die relevanten Strukturen im Patienten erkannt und die Elektronendichten (ED) der Volumina mit Hilfe dieses CT-Bildes bestimmt werden, um im Planungssystem eine korrekte Dosisberechnung durchführen zu können.

2.1.3 Qualitätssicherung des Bestrahlungsplanungssystems

Auch das Bestrahlungsplanungssystem muss nach DIN 6873-5 [14] qualitätsgesichert werden. Für eine korrekte Berechnung der Dosis ist es essentiell, dass sich der Basisdatensatz nicht verändert, sodass dies täglich überprüft werden muss. Auch die korrekte Anzeige des CT-Bildes beeinflusst die Dosisberechnung maßgeblich, sodass bei der Konstanzprüfung des Bestrahlungsplanungssystems die geometrische Orientierung der Bilddatensätze, die Grauwertanzeige, die Form und die Längen im CT-Bild monatlich überprüft werden müssen. Die korrekte Berechnung der Dosis ist einer der wichtigsten Faktoren in der Patientenbestrahlung. Deshalb werden an definierten Punkten die Dosiswerte im berechneten Bestrahlungsplan monatlich überprüft, statistische Kennmerkmale der Dosisverteilung angeschaut und die Konstanz der MU kontrolliert. Außerdem wird getestet, ob das Drucken des Bestrahlungsplans für die Archivierung korrekt funktioniert.

2.1.4 Qualitätssicherung des gesamten Ablaufs in der Strahlentherapie

Alle aufgeführten QS-Maßnahmen sind Teil des Gesamtsystems der Strahlentherapie. Die Strahlenschutzverordnung [15] fordert nicht nur, dass diese Komponenten einzeln überprüft werden, sondern gibt in §116 einen Ende-zu-Ende Test vor, um den kompletten Ablauf einer Patientenbestrahlung qualitätszusichern. Dazu wird ein Phantom wie ein Patient behandelt und durchläuft den gesamten Ablauf der Behandlung über die Aufnahme eines CT-Bildes zur Bestrahlungsplanung, die Erstellung eines Bestrahlungsplans, die Positionierung mittels Laser oder über die verschiedenen bildgebenden Systeme und die Abstrahlung des erstellten Bestrahlungsplans mit inkludierter Dosismessung. So kann zum einen geprüft werden, ob die Zentren der unterschiedlichen Systeme übereinstimmen, zum anderen, ob die Behandlungskette wie erwartet funktioniert, die Toleranz der Behandlung von $\pm 5\%$ gegeben ist und der Patient sicher bestrahlt wird.

2.1.5 Datenbank zur Qualitätssicherung

Bei der Durchführung aller in Kapitel 2.1.1 bis Kapitel 2.1.4 aufgeführten QS-Tests ist eine strukturierte Erfassung und Darstellung der Ergebnisse essentiell. Dadurch kann nicht nur die Einhaltung der im Bericht der AAPM TG-142 [17] vorgegebenen Toleranzen geprüft werden, sondern auch eine Verschlechterung der Testergebnisse innerhalb der Toleranzen beobachtet werden. Somit können viele Linac-Fehler frühzeitig beseitigt werden, ohne zu Unterbrechungen im Patientenbetrieb zu führen. Für die Dokumentation der QS-Ergebnisse wird deshalb ein einfach zu bedienendes Programm benötigt, welches einen schnellen Überblick über alle vergangenen QS-Ergebnisse liefert. Dazu wurde im Rahmen dieser Arbeit eine Datenbankanwendung erstellt, die zur Dokumentation aller nach den DIN erforderlichen QS-Tests dient und einen Überblick über die Ergebnisse dieser Tests erlaubt. Die Datenbank wurde mit Microsoft Access (Microsoft Corporation, Redmond, USA) erstellt, um eine robuste und einfach zu bedienende Anwendung zu erhalten. Weitere Module wurden in Visual Basic for Applications (VBA) programmiert, um bestimmte im Folgenden beschriebene Funktionen zu ermöglichen.

Die in dieser Arbeit entwickelte Datenbank wurde so erstellt, dass beim Öffnen dieser ein Anmeldeformular erscheint, in welchem sich per Benutzername und Passwort angemeldet werden kann. Diese Anmeldung ermöglicht eine Nachvollziehbarkeit, wer den jeweiligen QS-Test durchgeführt hat. Außerdem werden durch diese Nutzerabfrage Anwender ohne Administrationsrecht direkt auf das Navigationsformular geleitet. In dieses Navigationsformular wurde ein Menü eingebaut, aus welchem auf alle QS-Formulare und alle Berichte mit dem Verlauf der QS-Ergebnisse zugegriffen werden kann. Die Menüleiste zu diesem Navigationsformular ist in Abbildung 2.2 zu sehen. Nutzer ohne Administrationsrechte können dieses Navigationsformular nicht verlassen, finden aber alle benötigten Anwendungen innerhalb dieser Übersicht. Nutzer mit Administrationsrechten kommen hingegen in den Bearbeitungsmodus und können die Datenbank nach ihren Bedürfnissen anpassen. Zur Durchführung eines QS-Tests kann in der ersten Zeile der Menüleiste der entsprechende Test ausgewählt werden. Ein leeres Formular für diesen QS-Test, in Abbildung 2.3 beispielhaft für den ausgefüllten Test einer 14-tägigen QS gezeigt, öffnet sich.

Übersicht	LB2_14d	LB2_3M_1	LB2_3M_2	LB2_3M_3	LB2_6M_1	LB2_12M_1	LB2_12M_2		
Quickcheck 6MV	Quickcheck 10MV	Quickcheck 18MV	Quickcheck 7MV	Quickcheck 11MV	Quickcheck 6MeV	Quickcheck 8MeV	Quickcheck 10MeV	Quickcheck 12MeV	Quickcheck 15MeV

Abbildung 2.2: Menü des Navigationsformulars der Datenbank mit QS-Test Formularen in der ersten Zeile und den dazugehörigen Berichten mit den Ergebnissen aller vergangenen QS-Tests in der zweiten Zeile.

Sonstige Prüfungen

Startrackmessungen

Mit dem Startrack werden die Messung der 14 tägigen QA durchgeführt. Dabei wird bei jeder Energie ein offener Feld gemessen. Ziel ist die Überprüfung des Dosisoutputs, der Energie, der Flatness und der Symmetrie. Dazu wird der Startrack auf das Fadenkreuz bei Gantry 0° ausgerichtet und mit einem 20x20cm² Feld bestrahlt. Die Toleranzen werden in Omnipro Advance angezeigt.

Sicherheitssysteme und Interlocks Anleitung

- Berührungsschalter am Strahlenschutztor
- Strahlungsunterbrechung über Taste „RAD OFF“ (Interrupt)
- Strahlungsunterbrechung über Taste „Terminate“
- Strahlungsabschaltung über Türkontakt (Interlock-Meldung)

Laser

- Laser Abweichung <1mm Anleitung

Fadenkreuz

- Fadenkreuz Abweichung <1mm Anleitung

VMAT Testfeld

- Slide and Pause Anleitung

iView-Überprüfung (abwechselnd mit XVI QA) Anleitung

- Artefakte Anleitung
- Bildverzerrung Anleitung
- Längenzelge Anleitung
- Niedrigkontrastauflösung Anleitung
- Hochkontrastauflösung Anleitung
- Bildhomogenität Anleitung

UMM-Phantom Move(abwechselnd mit iView QA)

re(+)/li(-) (mm): Das UMM-Phantom wird auf den isozentrischen Marker platziert, im Patienten (Nachname: QAXVI, Vorname: PhantomNeu, ID:202020) die CT-Felder mit dem jeweiligen Preset beim ZV Referenz so auswählen und das CT fahren. Dann auf die Referenz registrieren, nach Convert to Correction den Tisch fahren und die Abweichung zum Laser aufschreiben

in(+)/out(-) (mm):

up(+)/down(-) (mm):

UMM-Phantom Iso (abwechselnd mit iView QA)

x(cm): Das Phantom wird auf den Off-zentrischen Marker platziert. Im selben Patienten wie beim Move Test, ein CT Bild mit dem jeweiligen Preset aufnehmen, registrieren und die Abweichung zur Referenz, welche die XVI Software ausgibt, notieren (vor Convert to correction)

y(cm):

z(cm):

Setup:

Feldgröße Anleitung

Lichtfeldgröße Inline (cm):

Lichtfeldgröße Crossline(cm):

Catalyst QA

- Catalyst QA

Benutzer: Datum:

Kommentar:

Abbildung 2.3: Beispiel eines QS-Formulars in der Datenbank mit vorgegebenen Checklisten und Datenabfragen.

Die Formulare wurden so entworfen, dass in diesen eine Anleitung über die Durchführung des QS-Tests enthalten ist. Zusätzlich gibt es je nach Test vordefinierte Felder zum Abhaken bestandener Tests oder Textfelder, in welche die Ergebnisse der QS eingetragen werden können. Auch ein Kommentarfeld für Auffälligkeiten während des QS-Tests ist vorhanden. Zusätzlich wurde eine Funktion in die Datenbank eingebaut, welche die mit dem 2D-Ionisationskammerdetektor Startrack

(iba Dosimetry, Schwarzenbruck, Deutschland) durchgeführten Messungen der Dosis, Energie und des Profils in die Datenbank kopiert, sodass diese nicht manuell abgeschrieben werden müssen. Auch die Daten der Dosis-, Energie- und Profilmessung des 2D-Detektors Quickcheck (PTW, Freiburg, Deutschland) können in die Datenbank geladen werden. Außerdem wurde eine Prozedur integriert, die prüft, ob alle Testergebnisse innerhalb der vom Bericht der AAPM TG-142 [17] gegebenen Toleranz liegen. Ist dies nicht der Fall, verschickt die Datenbank automatisch eine E-Mail an den zuständigen MPE. Zusätzlich wurde eine Funktion eingebaut, sodass der Datensatz nach Eingabe eines Passworts zur Bearbeitung gesperrt werden kann und QS-Tests, welche vom MPE angeschaut und bestätigt wurden, nicht mehr geändert werden können. Als weitere Funktion wurde das Erzeugen einer Sicherheitskopie integriert, sodass die Daten der QS-Maßnahmen nicht verloren gehen können. Die Datenbank wurde so gebaut, dass sie zum Anschauen der Daten und der Begutachtung von Verläufen Berichte erstellt, die alle über die Zeit aufgenommenen Daten der jeweiligen QS-Maßnahme enthalten. Solch ein Bericht und die Auswertung von diesem ist in Kapitel 3.1 aufgeführt. Wie die Funktionen mit Hilfe eines VBA-Skripts technisch realisiert wurden, ist in Kapitel 7 näher erläutert.

2.2 Entwicklung eines Phantoms zur Qualitätssicherung

Für viele der in Kapitel 2.1.1 bis Kapitel 2.1.4 aufgeführten QS-Prozeduren werden Phantome benötigt, um beispielsweise Patienten zu simulieren oder die Bildgebung einzustellen. Dabei gibt es für jedes zu überprüfende oder einzustellende Bauteil ein vom Hersteller empfohlenes Phantom. Diese Phantome und der Ablauf der Phantom-basierten QS-Tests werden im Folgenden beschrieben. Durchgeführt wurden die beschriebenen QS-Tests für die Bildaufnahme des Planungs-CTs an einem Brilliance CT Big Bore (Philips Medical Systems, Cleveland, USA), welches mit einem Dorado CT 1-3 rot Laser (Lap GmbH Laser Applikationen, Lüneburg, Deutschland) zur Patientenpositionierung ausgestattet ist. Isozentren

wurden an diesem CT mit Hilfe der integrierten Software Pinnacle³ (Philips Medical Systems, Cleveland, USA) gesetzt. Als Planungssystem wurde das Monte-Carlo basierte Bestrahlungsplanungssystem Monaco der Version 5.51.02 (Elekta Solutions AB, Stockholm, Schweden) genutzt und als Patientenmanagementsystem, welches auch die Kommunikation mit dem Linac ermöglicht, wurde Mosaik (Elekta Solutions AB, Stockholm, Schweden) verwendet. Als Linacs standen eine Elekta Synergy und zwei Elekta Versa HD Maschinen (Elekta Solutions AB, Stockholm, Schweden) zur Verfügung, an welchen die QS-Tests durchgeführt wurden. Jeder dieser Linacs ist für die Patientenpositionierung mit einem XVI (Elekta Solutions AB, Stockholm, Schweden) als CBCT und einem iView (Elekta Solutions AB, Stockholm, Schweden) zur planaren MV-Bildgebung ausgestattet. Zusätzlich hat eine der Versa HD Maschinen ein Oberflächenverfolgungssystem namens Catalyst (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Schweden). Für die QS all dieser Geräte werden standardmäßig jeweils eigene Phantome genutzt. Sortiert nach Ablauf einer Patientenbestrahlung vom Planungs-CT bis hin zur Bestrahlung am Linac sind deshalb in Kapitel 2.2.1 bis Kapitel 2.2.8 die QS-Tests und die dazu benötigten von den Herstellern empfohlenen Phantome aufgeführt. Für eine genauere und schneller durchzuführende QS, ist in Kapitel 2.2.9 die in dieser Arbeit durchgeführte Entwicklung des UMM-Phantoms zur QS beschrieben.

2.2.1 CT-Laser Konstanzprüfung

Die Überprüfung des CT-Lasers des Dorado Systems wird durchgeführt, da beispielsweise bei 3D-Bestrahlungen der Patient nicht mit Hilfe eines CBCTs positioniert wird, sondern auf den Laser am Linac eingestellt wird. Der CT-Laser ist also dazu da, den Patienten mit Hilfe der durch den CT-Laser auf den Patienten gesetzten Markierung am Linac reproduzierbar lagern zu können. Dazu wird bereits im Planungs-CT mit Hilfe des Planungssystems Pinnacle³ das Isozentrum visuell an die gewünschte Stelle gesetzt. Die Koordinaten des Isozentrums werden dann an den CT-Laser übertragen. Anschließend bewegen sich Laser und Tisch zur im CT-Bild markierten Stelle und das Isozentrum wird mit Hilfe des CT-Lasers auf dem Patienten aufgezeichnet. Damit der Laser das Isozentrum auf den Patienten projizieren kann, ist er in der Lage sich an Schienen im Raum zu bewe-

2 Materialien und Methoden

gen. So kann das Isozentrum an dem Ort, welcher im CT-Bild markiert wurde, auf dem Patienten dargestellt werden [24, 25]. Ist das Zentrum des CT-Lasers falsch eingestellt, wird das Isozentrum falsch auf den Patienten aufgezeichnet und es kann zu einer ungenauen Positionierung bei der Bestrahlung kommen. Da immer weniger Patienten ausschließlich auf den Laser eingestellt werden, nimmt die Bedeutung des am Planungs-CT auf dem Patienten markierten Isozentrums ab, ist aber dennoch für Bestrahlungen ohne CBCT essentiell.

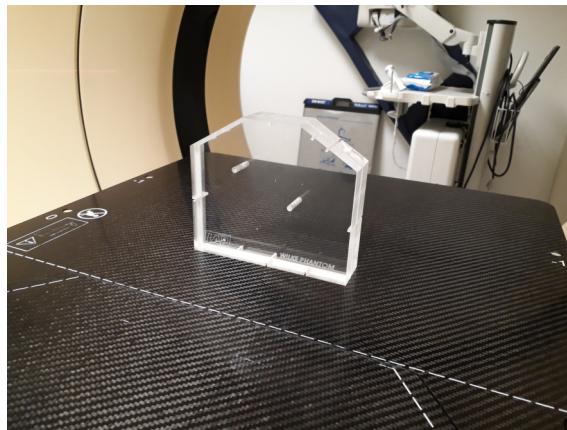


Abbildung 2.4: Das Wilke-Phantom wird zur Überprüfung der korrekten Isozentrumsanzeige des CT-Lasers genutzt.

Zur Durchführung des QS-Tests wurde der CT-Laser des Dorado Systems in dieser Arbeit mit Hilfe des Wilke Phantoms überprüft. Es wurden dabei die Koplana-rität der CT-Schichtebene und der Laserebene, die Übereinstimmung von Laser- ausrichtung und CT-Isozentrum und die korrekte Bewegung von Laser und Tisch getestet. Das Wilke-Phantom ist in Abbildung 2.4 zu sehen. Die Einkerbungen des Phantoms wurden mittig im genullten CT-Laser platziert. Aus dieser Position wurde ein CT-Bild aufgenommen und ein Gitter in das CT-Bild eingefügt. Dieses Gitter zeigt die Mitte des CT-Bildes an. Nur wenn die Gitterlinien die Einkerbungen des Phantoms mittig durchqueren, stimmen die Zentren von CT-Laser und CT überein. War dieser Test bestanden, wurde mit Hilfe des Planungssystems Pinnacle³ ein Isozentrum an einen markanten Punkt im Phantom gesetzt. Die Position dieses Isozentrums wurde an den CT-Laser gesendet, der Tisch wurde an diese Position gefahren und der CT-Laser wurde auf die entsprechende Position in rechts-links- und oben-unten-Richtung bewegt. Anschließend wurde überprüft, ob beide Systeme

me zur korrekten Position gefahren sind und somit das vom CT-Laser angezeigte Zentrum mit dem im CT-Bild gesetzten Isozentrum übereinstimmt. Dazu wurde die Abweichung der Lasermarkierung vom ursprünglich gewählten markanten Punkt beobachtet [25]. Diese Tests sind nach DIN EN 61223-2-6 [11] empfohlen.

2.2.2 Konstanzprüfung des Oberflächenverfolgungssystems

Oberflächenverfolgung wird beispielsweise zur Mitverfolgung der Bewegung während der Atmung genutzt, sodass nur dann bestrahlt wird, wenn das Zielvolumen sich in der gewünschten Position befindet. Außerdem kann das Oberflächenverfolgungssystem zur Positionierung des Patienten genutzt werden, indem der aufgenommene Oberflächenscan auf eine Referenzoberfläche registriert wird. Die Oberflächenverfolgungssysteme benötigen dazu eine Lichtquelle und eine Kamera. Je nach System werden Laser, wie beispielsweise im Sentinel System (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Schweden), oder LEDs, wie im Catalyst HD System (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Schweden) zur Lichterzeugung genutzt. Das Licht wird an der Patientenoberfläche reflektiert und dann mit Hilfe von Kameras eingefangen. Beim Catalyst HD System errechnet die Catalyst Software mit Hilfe optischer Triangulation die Position des gescannten Objektes im Raum und erstellt ein dreidimensionales Bild [26]. Laserbasierte Systeme nutzen für die Berechnung der Position der Patientenoberfläche die Deformation des Lasers [18]. Bei beiden Systemen wird im Anschluss mit Hilfe eines nicht-rigiden iterativen nächster Punkt Algorithmus [27] das aufgenommene Bild der Patientenoberfläche auf die Referenz registriert [28]. Um die Übereinstimmung vom Zentrum des Oberflächenverfolgungssystems und dem Bestrahlungsisozentrum des Linacs zu gewährleisten, muss die korrekte Erkennung und Registrierung der mit dem Oberflächenverfolgungssystem detektierten Patientenoberfläche sichergestellt sein. Dazu wird täglich überprüft, ob die Positionierung des HZ-023 Phantoms (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Schweden) und dessen Zentrum korrekt erkannt werden [29].

Diese Überprüfung wurde auch in dieser Arbeit durchgeführt. Dafür wurde das HZ-023 Phantom mit seinen markanten dreidimensionalen Formen, wie in Abbildung 2.5 zu sehen, auf den Laser ausgerichtet und mit dem Oberflächenscanner abgetastet bis ein 3D-Bild der Phantomoberfläche entstand. Auf Basis dieses Bildes

2 Materialien und Methoden

wurde die Abweichung zur Referenzoberfläche, welche aus dem Bestrahlungsplanungssystem importiert wurde, in laterale, longitudinale und vertikale Richtung bestimmt. Zusätzlich wurde die Rotation des Phantoms gemessen, indem das aufgenommene Bild auf die Referenz registriert wurde. Ab einer Abweichung von 0,5 mm sollte die Zentrumseinstellung des Oberflächenverfolgungssystems korrigiert werden [29].

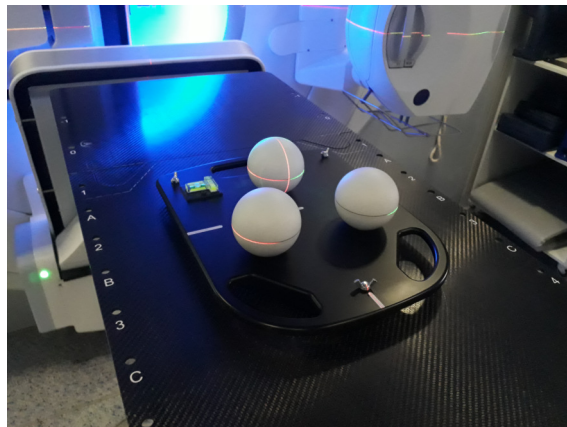


Abbildung 2.5: HZ-023 Phantom für die Catalyst Oberflächenverfolgungs-QS zur Überprüfung der Übereinstimmung des Systemzentrums mit dem Bestrahlungsisozentrum.

2.2.3 kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung

Alternativ zur Positionierung mittels der Oberflächenverfolgung in Kapitel 2.2.2 werden die meisten Patienten für ihre Bestrahlung mit dem CBCT positioniert. Dazu wird zunächst das für die Bestrahlungsplanung genutzte CT-Bild als Referenz in die CBCT-Software XVI importiert. Danach wird ein CBCT-Bild aufgenommen. Dabei wird die Dosisverteilung des Kegelstrahls unter verschiedenen Winkeln mit einem Flachdetektor gemessen und über eine gefilterte Rückprojektion das CBCT-Bild berechnet [30]. Dieses CBCT-Bild wird auf das Referenzbild registriert. Nach der Registrierung kann der Patient für die Bestrahlung über eine Tischbewegung zur korrekten Isozentrumposition verschoben werden. Für die Positionierung des Patienten mit dem CBCT ist es wichtig, dass das Zentrum des mit dem CBCT aufgenommenen rekonstruierten 3D-Datensatzes korrekt eingestellt ist und mit dem MV-Isozentrum übereinstimmt, damit es nicht auf Grund

einer falschen Position des CBCT-Bildes zu einer systematischen Fehlpositionierung des Patienten kommt.

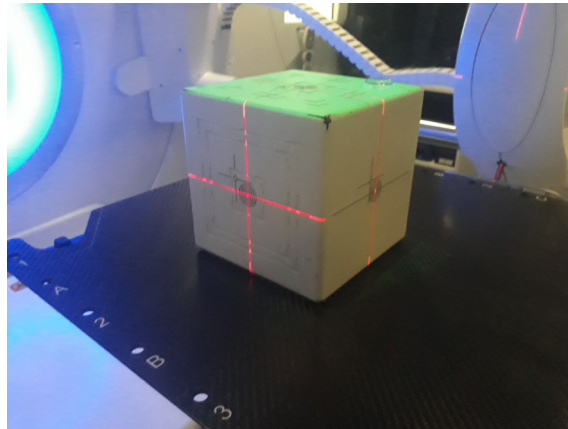


Abbildung 2.6: Quasar PentaGuide Phantom platziert auf dem Zentrumsmarker zur Überprüfung des kV-Zentrums und der Tischbewegung.

Um die korrekte Zentrumposition des CBCTs qualitätszusichern, wurde in dieser Arbeit das Quasar PentaGuide Phantom (Modus Medical Devices, London, Kanada) genutzt. Es wurde überprüft, dass das kV-Zentrum zum Laser, welcher auch gleichzeitig mit dem MV-Isozentrum übereinstimmen sollte, passt. Dazu wurde ein Referenzbild des Phantoms in die XVI-Software geladen. In diesem Referenzbild wurde zuvor das Isozentrum mittig hinter den Isozentrumsmarker des Phantoms gesetzt. Dann wurde das Phantom mit dem Laser auf dem Isozentrumsmarker platziert und ein CBCT-Bild aufgenommen. Dieses wurde auf die Referenz registriert und die Abweichung zum in der Referenz optimal gesetzten Isozentrum bestimmt. War die Abweichung größer als 2 mm [17], lag ein Fehler im CBCT-Zentrum oder am Laser vor, der korrigiert werden sollte. Das CBCT-Bild wurde abwechselnd mit den in der klinischen Routine am häufigsten genutzten Kollimatoren und Filtern M20/F1 und S20/F0 aufgenommen, um Abhängigkeiten von den Kollimator- und Filterkombinationen auszuschließen. Ähnlich wurde auch der Test zur Überprüfung der Tischbewegung durchgeführt. Dazu wurde das Phantom auf dem Marker, welcher außerhalb des Phantomzentrums liegt, positioniert und ein CBCT-Bild aufgenommen. Dieses wurde wieder auf die Referenz, bei welcher das Isozentrum hinter die zentrischen Marker gesetzt wurde, registriert und der Tisch wurde zum durch die Registrierung vorhergesagten Isozentrum bewegt.

Dabei wurde die Abweichung des Isozentrumsmarkers des Phantoms zum Laser bestimmt, denn bei optimaler Bildgebung, Einstellung des Lasers und optimaler Tischbewegung sollte der Laser genau auf den Marker zeigen. Für beide Tests wurde das Quasar PentaGuide Phantom, welches in Abbildung 2.6 zu sehen ist, genutzt.

2.2.4 Winston-Lutz-Test

Mit Hilfe des Winston-Lutz-Tests kann das Tragarm-, Kollimator- und Tischzentrum und die Streuung der Strahlenfeldmittelpunkte bei Änderung des Tragarm-, Kollimator-, oder Tischwinkels bestimmt werden [31]. Besonders für stereotaktische Bestrahlungen ist es wichtig, ein möglichst genau eingestelltes Isozentrum zu nutzen, bei welchem die Streuung der Messwerte unter verschiedenen Winkeln nach dem AAPM TG-142 Bericht maximal 1 mm betragen darf und das Isozentrum selbst maximal 1 mm vom Laser abweichen sollte [17]. Aber auch für Bestrahlungen, die nicht stereotaktisch durchgeführt werden, sollten die Abweichungen nicht größer als 2 mm sein. Um das Strahlungsisozentrum zu bestimmen, wird die MV-Bildgebung genutzt. Diese nutzt den Behandlungsstrahl zur Bildgebung. Auf dem gegenüber des Behandlungsstrahls befindlichen Flachdetektor wird die Dosisverteilung des Behandlungsstrahls registriert, sodass die Position von dessen Zentrum, dem MV-Zentrum, als Zentrum eines Quadrates im MV-Bild detektiert werden kann.

Genutzt werden für den Winston-Lutz-Test standardmäßig Phantome, welche eine im MV-Bild sichtbare Kugel enthalten. Dabei gibt es zwei Arten von kommerziellen Phantomen. Zum einen gibt es würfelförmige Phantome, in deren Inneren sich eine Kugel befindet und auf deren Außenhülle mit Markern die Position der Kugel angezeichnet ist. Zum anderen gibt es Phantome, welche aus einer Halterung und einer Stange bestehen. Dabei ist die MV-sichtbare Kugel in die Spitze der Stange eingelassen. Auch auf der Stange befinden sich Marker, um die Kugel im Laser zu platzieren. Diese Phantome bieten den Vorteil, dass sie Mikrometerschrauben besitzen, mit welchen die Kugel in hoch-tief-, rechts-links- und Kopf-Fuß-Richtung bewegt werden kann. Über diese Bewegung kann die Kugel in das reale MV-Isozentrum geschoben werden. Solch ein Phantom, hier ein

Elekta Ballbearingphantom (Elekta AB, Stockholm, Schweden), ist in Abbildung 2.7 dargestellt.

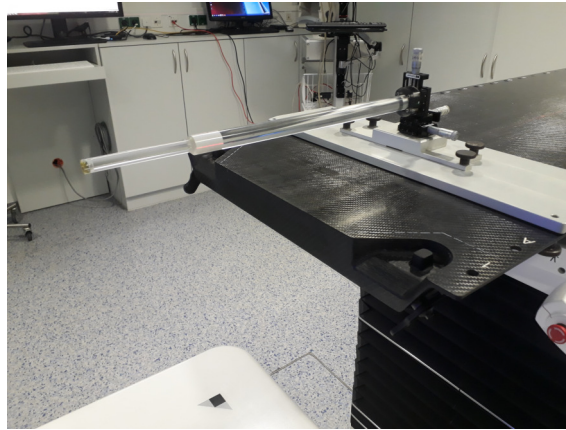


Abbildung 2.7: Elekta Ballbearingphantom mit in die Spitze der Stange eingelassener Kugel, welche im MV-Bild sichtbar ist.

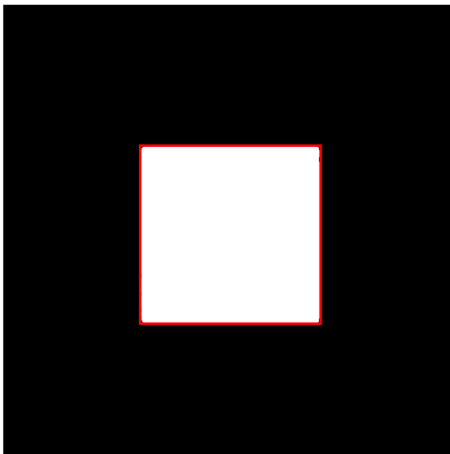
Zuvor wurde in der Klinik nicht der Winston-Lutz-Test, sondern ein sogenannter Sternschuss mittels Filmaufnahmen genutzt, um die Isozentrums-kugel, also die Abweichungen der Strahlenfeldzentren zum Isozentrum bei verschiedenen Tragarm-, Kollimator- und Tischwinkeln, zu bestimmen. Der Winston-Lutz-Test ist jedoch einfacher und schneller durchzuführen. Deshalb wurde die Durchführung des Winston-Lutz-Tests angepasst auf das Elekta Ballbearingphantom in dieser Arbeit eingeführt. Der Ablauf ist im Folgenden beschrieben.

Um die Kugel des Ballbearingphantoms exakt im MV-Isozentrum zu positionieren, wurde das Phantom mit der Kugel im Laser platziert und es wurden unter 16 Kombinationen der Tragarm- und Kollimatorwinkel 0° , 90° , 180° und 270° MV-Bilder des Phantoms bei einer Feldgröße von $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ aufgezeichnet. Die Winkel von 0° , 90° , 180° und 270° wurden gewählt, da keine winkelabhängige Umrechnung der Richtungen des MV-Bildes in die Raumrichtungen rechts-links und oben-unten erfolgen muss, auf welche zusätzlich der Durchhang des Tragarms Einfluss nimmt. Dies ist deshalb auch die bevorzugte Methode von Du et al. und anderen Studien [32–34]. Die aufgenommenen Bilder wurden aus der iView Software exportiert und in ein für diese Arbeit selbst geschriebenes Matlabskript (The MathWorks, Inc., Natick, USA) eingelesen. Ein Ausschnitt des Skripts ist in Kapitel

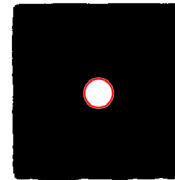
7 zu sehen. Das Skript wurde so entwickelt, dass zuerst die Bilder linear interpoliert werden, um die Auflösung von 4 Pixeln pro Millimeter auf 16 Pixel zu skalieren und so die Genauigkeit der Bildauswertung zu erhöhen. Dann wurde eine Methode die Feldgrenzen zu bestimmen eingebaut, mit welcher die minimalen Grauwerte, welche außerhalb des Feldes liegen, und die maximalen Grauwerte, die mitten im Feld, jedoch mit genügend Abstand zur Kugel liegen, bestimmt werden. Aus diesen Grauwerten wird der Mittelwert gebildet, sodass bei 50 % zwischen den maximalen und minimalen Grauwerten, also bei der Halbwertbreite des Feldes, ein Schwellwert gesetzt werden kann. Dies ist an einer Zeile und Spalte beispielhaft in Abbildung 4.3 zu sehen. Jedes Bild wird so in ein Schwarz-Weiß-Bild überführt, wobei der Schwellwert die Grenze für einen schwarzen oder weißen Pixel angibt. Es wurde dann eine Funktion eingebaut, die die Kanten des Strahlenfeldes detektiert (siehe Abbildung 2.8a) und daraus das Zentrum des Feldes bestimmt. Das ermittelte Zentrum ist das Strahlungszentrum des $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ Bestrahlungsfeldes. Dann wurde eine Detektion der Kugel des platzierten Phantoms in den aufgenommenen Bildern im Skript integriert. Die Kugel gibt im Vergleich zum bei der Tragarm- und Kollimatorrotation sich bewegenden Strahlungsfeld eine konstante Referenzposition an, welche bei optimaler Positionierung der Kugel im MV-Isozentrum liegt. Da auch die Detektion der Kugel in einem Schwarz-Weiß-Bild einfacher ist, wurde wieder ein Schwellwert gewählt, um das EPID-Bild in ein Schwarz-Weiß-Bild zu überführen. Da die Kugel den absolut hellsten Grauwert in dem Phantombild darstellt, wurde die Bestimmung des absoluten Maximums der Pixelwerte eingebaut. Es war festzustellen, dass die Kugel immer dann in ein im Schwarz-Weiß-Bild sichtbaren Kreis überführt werden kann, wenn der Schwellwert 35.000 Grauwerteinheiten niedriger als das Grauwertmaximum liegt. Das Grauwertmaximum kann dabei höchstens 65.535 betragen, da das Bild im uint16-Format gegeben ist. Nach Anwendung dieses Schwellwerts wurde eine Hough-Transformation in das Skript eingebaut, um im Schwarz-Weiß-Bild die Kontur und das Zentrum der Kugel zu detektieren, wie in Abbildung 2.8b zu sehen ist. Diese Bildverarbeitungsmethoden für das Strahlenfeld und die Kugeldetektion werden auch beispielsweise von Capaldi et al. und weiteren Studien verwendet und sind eine empfohlene Methode für die Auswertung des Winston-Lutz-Tests [32, 35].

Da das Zentrum der Kugel als ortsfest angesehen werden kann, wurde die Bestim-

mung der Bewegung des Strahlenfeldes und des damit verbundenen Strahlungszentrums bei unterschiedlichen Winkeln als in den einzelnen Bildern vorhandene Differenz zwischen dem Zentrum der Kugel und dem Zentrum des Strahlenfeldes in das Skript integriert. Dabei entsprechen die Differenzen in Zeilenrichtung der Kopf-Fuß-Richtung, die Differenzen in Spaltenrichtung bei einem Tragarmwinkel von 0° und 180° der links-rechts-Richtung und bei 90° und 270° Tragarmwinkel der Oben-Unten-Richtung, wobei bei 180° und 270° auf Grund der Drehung des EPIDs ein Vorzeichen beachtet werden muss. Aus diesen Verschiebungen des Strahlungszentrums im Vergleich zur Kugel bei den unterschiedlichen Tragarm- und Kollimatorwinkeln wird im Skript eine mittlere Differenz berechnet. Dieser Mittelwert gibt den Ort des wahren Strahlungsisozenentrums an. Um das Phantom optimal im Strahlungsisozenentrum zu positionieren, muss dieses deshalb um die detektierte mittlere Differenz verschoben werden. Eine Ausgabe des dazu genutzten Verschiebevektors wurde in das Matlabskript eingebaut.



(a) Detektion des Strahlenfeldes und dessen Zentrum beim Winston-Lutz-Test.



(b) Detektion der Kugel beim Winston-Lutz-Test, welche bei optimaler Positionierung des Phantoms das MV-Isozentrum anzeigt.

Abbildung 2.8: Bildverarbeitung beim Winston-Lutz-Test.

Wurde mit dem Winston-Lutz-Test nur eine Konstanzprüfung durchgeführt, wurden zu einer beschleunigten Durchführung des Tests nicht alle Tragarm- und Kollimatorwinkelkombinationen angefahren, sondern es wurden nur die 4 Kollimatorwinkel 0° , 90° , 180° und 270° bei 0° Tragarmwinkel genutzt, um das Kollima-

matorisozentrum zu bestimmen. Außerdem wurden 3 Bilder bei 90°, 180° und 270° Tragarmwinkel mit 0° Kollimatorwinkel aufgenommen. Zusätzlich zu diesen 7 Aufnahmen wurden für den Winston-Lutz-Test bei 0° Tragarm- und Kollimatorwinkel die Tischwinkel 0°, 45°, 90°, 315° und 270° bei isozentrischer Tischrotation aufgenommen, um daraus das Tischzentrum zu bestimmen. Dabei ist dann das Strahlenfeldzentrum der ortsfeste Punkt während sich das Phantom mit dem Tisch bewegt. Diese Art der Durchführung des Winston-Lutz-Tests wird beispielsweise von Du et al. empfohlen [36]. Auch diese 11 MV-Bilder des Winston-Lutz-Tests wurden in das selbst geschriebenen Matlabskript geladen und die Feldzentren und Kugelzentren wie beschrieben bestimmt. Die Ausgabe der Fehlpositionierung der Kugel abseits des optimalen Strahlungsisozentrums erfolgt dabei über die Bilder der vier Tragarmwinkel bei 0° Kollimatorwinkel und die Einberechnung der Verschiebung des Messpunktes bei 0° Kollimatorwinkel relativ zum Kollimatorzentrums detektiert bei 0° Tragarmwinkel. Die detektierte Fehlpositionierung kann bei der Auswertung des Winston-Lutz-Tests entweder manuell über das Verschieben des Phantoms korrigiert, oder aber rechnerisch innerhalb des Skriptes inkludiert werden. Bei der rechnerischen Korrektur wurde eine Verschiebung des Kugelzentrums für die Bilder des Tragarm- und Kollimatorzentrums um den bestimmten Wert in links-rechts-, oben-unten- und Kopf-Fuß-Richtung in das Skript implementiert und die Abstände des Strahlenfeldzentrums zu der neu berechneten Position der Kugel bestimmt. Da sich bei der Bestimmung des Tischzentrums die Kugel bewegt, während das Zentrum des Strahlungsfeldes konstant bleibt, wird im Skript sowohl die Kopf-Fuß-Verschiebung als auch die rechts-links-Verschiebung über den Sinus und Cosinus des Tischwinkels mit einberechnet. So wird zum Beispiel die Distanz zwischen den Zentren in rechts-links-Richtung bei 315° Tischwinkel umgerechnet über

$$\text{AbstandRL} = \left(\left(\frac{\text{Zeilenabst.}}{\cos(45^\circ)} - \text{VerschubKF} \right) - \text{VerschubRL} \right) \cdot \cos(45^\circ). \quad (2.1)$$

In dieser Arbeit wurde das UMM-Phantom vor dem Winston-Lutz-Test mit Hilfe der 16 aufgenommenen Bilder für die exakte Positionierung im MV-Isozentrum platziert und im Anschluss der Winston-Lutz-Test durchgeführt. Da wie beschrieben beim Winston-Lutz-Test zur Konstanzprüfung nur 7 Bilder mit verschiede-

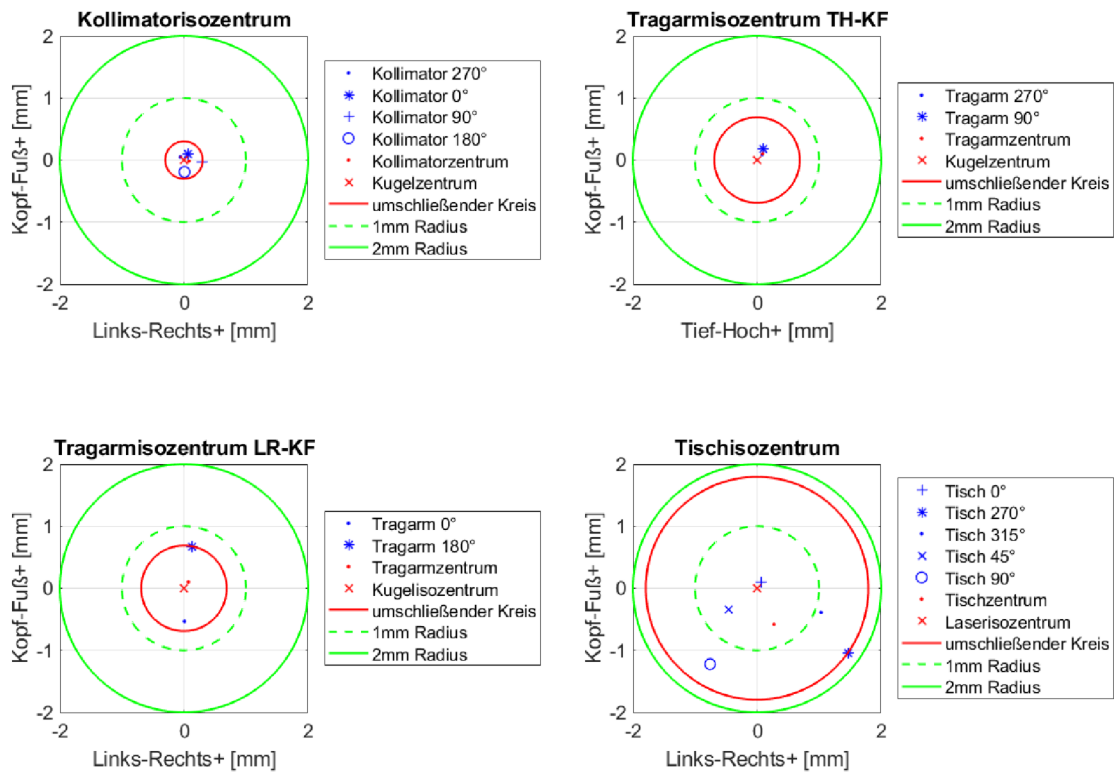


Abbildung 2.9: Visualisierte Ergebnisse der Winston-Lutz-Test Messpunkte mit Kreiszentrum im Strahlungsisozentrum und Radius, welcher alle Punkte umschließt.

Tragarm[°]	Tisch[°]	Kollimator[°]	K-F+[mm]	L-R+[mm]	T-H+[mm]	Abst.Kugel[mm]
0	0	-90	0.0489	-0.0562	0	0.0745
0	0	0	0.1014	0.0730	0	0.1249
0	0	90	-0.0327	0.2966	0	0.3014
0	0	180	-0.1915	0.0088	0	0.1917
-90	0	0	0.0874	0	0.0812	0.1193
0	0	0	-0.5319	0.0080	0	0.5319
90	0	0	0.1755	0	0.1000	0.2020
180	0	0	0.6746	0.1360	0	0.6885
0	-90	0	-1.0418	1.4615	0	1.7948
0	-45	0	-0.3890	1.0301	0	1.1011
0	0	0	0.1014	0.0730	0	0.1249
0	45	0	-0.3453	-0.4518	0	0.5886
0	90	0	-1.2222	-0.7574	0	1.4379

	ZentrumKF[mm]	ZentrumLR[mm]	ZentrumTH[mm]	Radius[mm]	Abst.Kugel[mm]
Kollimator	-0.0185	0.0813	NaN	0.3014	0.0834
Tragarm	0.1014	0.0730	0.0806	0.6885	0.1543
Tisch	-0.5794	0.2711	NaN	1.7948	0.8397

Isozentren und Radien

(a) Abstand der Messpunkte zum Strahlisozentrum, wobei K(Kopf), F(Fuß), L(Links), R(Rrechts), H(Hoch) und T(Tief) bedeuten.

(b) Detektierte Position der Kollimator-, Tragarm-, und Tischzentren und Radien, die alle Punkte umschließten.

Abbildung 2.10: Ergebnisse des Winston-Lutz-Test mit dem im MV-Isozentrum platzierten Phantom. Da alle Radien kleiner als 2 mm sind, ist der Test für einen für die IMRT genutzten Linac bestanden.

nen Tragarm- und Kollimatorwinkeln mit einbezogen werden, gibt die Auswertung des Winston-Lutz-Tests trotz der exakten Positionierung des Phantoms im MV-Isozentrum eine geringe Verschiebung des Tragarmzentrums aus, wie in Abbildung 2.9 zu sehen. Das visualisierte und mit Werten ausgegebene Ergebnis eines Winston-Lutz-Tests, welcher mit dem Matlabskript ausgewertet wurde, ist in Abbildung 2.9 und 2.10 zu sehen. Dabei zeigt der grün gestrichelte Kreis den Grenzwert der erlaubten Abweichung für einen SBRT-Linac an, der grün durchgezogene Kreis den Grenzwert für einen Linac, welcher nicht für stereotaktische Bestrahlungen genutzt wird. Die Tabellen geben zum einen die einzelnen Messpunkte und deren Abstand zur Kugelposition an, zum anderen das Zentrum von Tragarm, Kollimator und Tisch, dessen Abstand zur Kugelposition und den Radius, der benötigt wird, um alle Messpunkt mit einzuschließen, wobei der Ursprung in der Kugelposition respektive im Strahlungsisozentrum liegt.

2.2.5 kV-MV Isozentrumsübereinstimmung

Für die exakte Positionierung des Patienten ist es wichtig, dass das kV-Zentrum und MV-Isozentrum übereinstimmen, damit der Patient mit Hilfe der kV-Bildgebung positioniert und danach mit der MV-Strahlung korrekt bestrahlt werden kann. Dazu muss die Übereinstimmung der Zentren alle drei Monate überprüft werden. In Kapitel 2.2.3 wird zwar die Konstanzprüfung des kV-Zentrums beschrieben, jedoch ist diese vom Laser abhängig, der unter Umständen nicht genau mit dem MV-Isozentrum übereinstimmt. Deshalb wird die Übereinstimmung von kV- und MV-Zentrum durch einen eigenen QS-Test geprüft. Eine Methode zur Überprüfung der Übereinstimmung wird von Sykes et al. und Markovich et al. [37, 38] beschrieben und wurde auch in dieser Arbeit umgesetzt.

Dazu wurden, wie in Kapitel 2.2.4 zur exakten Positionierung der Kugel im MV-Isozentrum angeführt, eine vorgegebene Sequenz an MV-Bildern mit im Laser positioniertem Ballbearingphantom aufgenommen und daraus mit Hilfe des beim Winston-Lutz-Test für die Positionierung des Phantoms im MV-Isozentrum verwendete Matlabskript die Abweichung des Phantoms zum MV-Isozentrum bestimmt. Direkt im Anschluss an die Bestimmung der Abweichung vom MV-Isozentrum

wurde, ohne das Phantom zu bewegen, ein kV-Bild aufgenommen, auf die Referenz, welche das Isozentrum im Kugelmittelpunkt hat, registriert und so die Abweichung des Phantoms zum kV-Zentrum bestimmt. Stimmen die Abweichungen des Phantoms zum Zentrum für die MV-Bildgebung und die kV-Bildgebung überein, befindet sich kV- und MV-Zentrum am gleichen Ort. Ist dies nicht der Fall, muss eine neue kV flexmap Kalibrierung durchgeführt werden und das kV-Zentrum an das MV-Isozentrum angepasst werden.

2.2.6 CTDI-Messung

Im AAPM TG-179 Bericht [16] wird die jährliche Messung des Computertomographie-Dosis-Indexes (CTDI) nicht nur für CTs, sondern auch für CBCTs, empfohlen. Dabei wird geprüft, dass die für das CBCT genutzte Dosis der Vorgabe entspricht und die Patienten keine unnötige zusätzliche Strahlenbelastung erfahren, die möglicherweise auch Einfluss auf die Bildqualität nimmt. Für die CTDI-Messung wird ein Phantom benötigt, welches je nach Voreinstellung einen menschlichen Körper oder Kopf simulieren soll. Dazu werden in der Regel Phantome aus Polymethylmethacrylat (PMMA) mit einem Durchmesser von 32 cm für das Körperphantom und 16 cm für das Kopfphantom verwendet. Der CTDI wird aus fünf Messungen an fünf Orten im Phantom bestimmt. Ein Messpunkt befindet sich in der Mitte der Phantome, die anderen vier Messpunkte befinden sich auf einem Kreis in einem Zentimeter Abstand zum Rand und sind im 90° Winkel zueinander angeordnet. Das Kopf- und das Körperphantom sind in Abbildung 2.11 zu sehen.

Aus den fünf Messwerten kann der gewichtet $CTDI_w$ bestimmt werden als

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,zentrisch} + \frac{2}{3}CTDI_{100,peripher}, \quad (2.2)$$

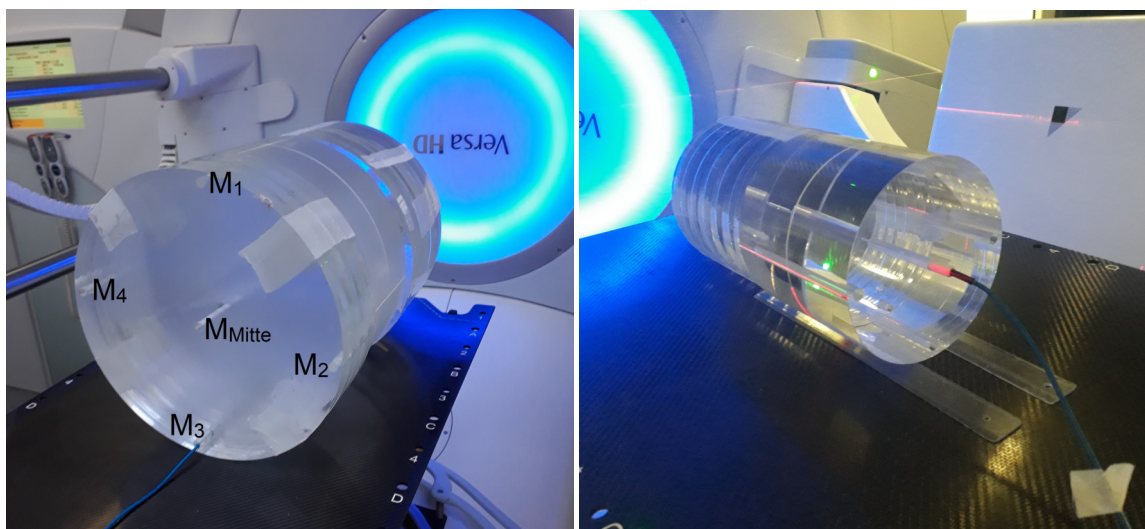
wobei der $CTDI_{100,peripher}$ der Mittelwert aus den vier am Rand liegenden Messpunkten ist. Dabei ist der mit einer 10 cm langen Ionisationskammer gemessene

2 Materialien und Methoden

$CTDI_{100}$ definiert als

$$CTDI_{100} = \frac{1}{\text{Feldgröße}} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz, \quad (2.3)$$

mit $D(z)$ als in der 10 cm langen Kammer gemessene Dosis. Zusätzlichen Einfluss auf den CTDI hat die Phantomlänge. Die standardisierten CTDI-Phantome haben eine Länge von 15 cm und sind auf Fächerstrahl-CTs, jedoch nicht auf CBCTs, ausgelegt. Wird dieses 15 cm lange Phantom im CBCT genutzt, ist es auf Grund der Kegelform des Strahls zu kurz, um die komplette Strahlbreite zu erfassen. Um das Längenproblem zu beheben, empfehlen Amer et al. [39] 15 cm lange PMMA-Zylinder als zusätzliche Streukörper an beiden Enden des Phantoms hinzuzufügen. Die Studie von Mori et al. [40] zeigt, dass es auch möglich ist, den CTDI im CBCT mit einem nur 15 cm langen Phantom zu messen. Dann müssen jedoch Korrekturfaktoren, welche die Strahlbreite mit einbeziehen, genutzt werden. Auf



(a) CTDI-Messung mit dem Körperphantom. (b) CTDI-Messung mit dem Kopfphantom.

Abbildung 2.11: Messungen mit den kommerziellen CTDI-Phantomen, wobei die Messorte im Körperphantom beispielhaft mit M_{Mitte} und M_{1-4} gekennzeichnet sind.

Grund dieser Studien wurde der CTDI im CBCT in dieser Arbeit in 40 cm langen PMMA-Phantomen mit einer 10 cm langen Kammer gemessen. Als Kammer wurde eine Stabkammer vom Typ 30009 (PTW, Freiburg, Deutschland), welche einen Radius von 3,5 mm hat und für Energiebereiche von 50 kV bis 150 kV geeignet ist,

genutzt. Diese Kammer wurde an ein Unidos (PTW, Freiburg, Deutschland) angeschlossen, um die Dosis zu bestimmen. Während der einzelnen Messung wurden ungenutzte Löcher, welche für die Ionisationskammer während der anderen vier Messungen vorgesehen sind, mit PMMA-Stäben verschlossen, um ein homogenes PMMA-Phantom zu schaffen.

2.2.7 Übereinstimmung von Lichtfeld und Strahlenfeld

Nach DIN 6847-5 [8] muss für eine korrekte Patientenbestrahlung die Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld überprüft werden. Dies ist bei heutigen Bestrahlungen häufig nicht mehr relevant, da die Patienten größtenteils mit bildgebenden Verfahren statt des Lichtfeldes eingestellt werden. Trotzdem gibt es immer wieder Bestrahlungen, in denen das Lichtfeld zur Einstellung genutzt wird und besonders bei diesen Bestrahlungen ist die Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld wichtig.

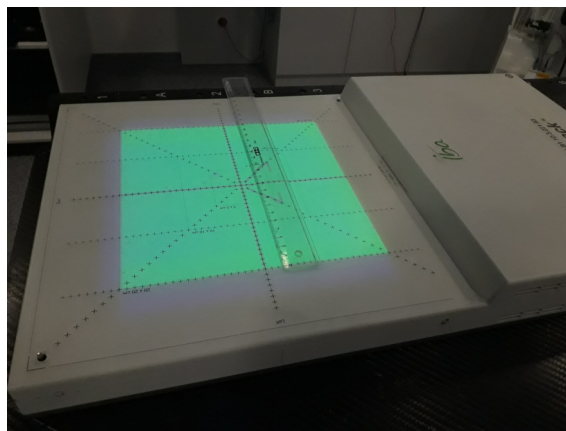


Abbildung 2.12: Messung des Strahlenfeldes mit dem Startrack und des Lichtfeldes mit Hilfe eines Lineals.

Zur Durchführung dieses QS-Tests, wurde in dieser Arbeit die Strahlenfeldgröße mit einem 2D-Detektor (StarTrack, IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Deutschland) gemessen. Dazu hat der StarTrack 453 Ionisationskammern mit einer räumlichen Auflösung von $\pm 0,5$ cm [41]. Die dazugehörige Lichtfeldgröße wurde mit einem Lineal, wie in Abbildung 2.12 zu sehen, gemessen.

2.2.8 Dosimetrischer Ende-zu-Ende Test

Nach der Strahlenschutzverordnung §116 [15] ist ein Ende-zu-Ende Test, der den gesamten Ablauf einer Patientenbehandlung in der Strahlentherapie überprüft, vorgeschrieben. Dies ist wichtig, um dosimetrische und geometrische Genauigkeit bei der Bestrahlung des Patienten sicherzustellen und ist von der Strahlenschutzkommission empfohlen [42]. Momentan wird an einer DIN dazu gearbeitet, welche einen standardisierten Ablauf eines Ende-zu-Ende Tests in Deutschland gewährleistet. Diese existiert bisher jedoch nur als Entwurf [43]. In der Literatur ist der Ablauf eines Ende-zu-Ende Tests aber schon beschrieben [44–46].

Ähnlich zu dieser Literatur wurde der Ende-zu-Ende Test mit dem CIRS IMRT Thorax Phantom (Computerized Imaging Reference Systems, Inc. (CIRS), Norfolk, USA) (Abbildung 2.13), welches gewebeäquivalente Materialien nutzt und von der Form her einem menschlichen Körper nachempfunden ist, in dieser Arbeit durchgeführt. Zu Beginn wurde ein Planungs-CT des Phantoms mit einer Schichtdicke von 2 mm aufgenommen. Das CT-Bild wurde an das Bestrahlungsplanungssystem Monaco geschickt. Dort wurde das Verhältnis von HU zu ED auf Konstanz geprüft, ein Zielvolumen und mehrere Risikoorgane in das Phantom eingezeichnet und ein Bestrahlungsplan einer volumetrisch modulierten Rotationsbestrahlung (VMAT) auf das im Phantom eingezeichnete Zielvolumen berechnet. Die korrekte HU zu ED Kurve ist wichtig, da über diese Zuordnung die Abschwächung der Strahlung im Gewebe des Patienten berechnet wird. Nur mit einer fehlerfreien Zuordnung entspricht die im Bestrahlungsplan berechnete Dosisverteilung der realen Dosisverteilung im Patienten. Als Bestrahlungsplan wurde ein VMAT Plan berechnet, da diese Methode am häufigsten zur Behandlung von Patienten genutzt wird. Der Bestrahlungsplan und die Referenzbilder mit dem im Planungssystem gesetzten Isozentrum wurden zum Onkologie-Informationssystem Mosaiq exportiert. An den Linacs wurden die Referenzbilder in die CBCT Software geladen und das Phantom wurde auf dem Bestrahlungstisch platziert. Dann wurde zur korrekten Positionierung des Phantoms im Isozentrum des Bestrahlungsplans die kV-Bildgebung genutzt. Dazu wurde ein CBCT-Bild aufgenommen, dieses wurde auf die Referenz aus dem TPS registriert und der Tisch wurde zu der Position gefahren, in welcher sich das Phantom im Isozentrum des Bestrahlungsplans befinden

sollte. Zum Schluss wurde mit Hilfe einer Ionisationskammer (31010, PTW, Freiburg, Germany) die Dosis im Zielvolumen gemessen und ihre Übereinstimmung mit der Dosis im Bestrahlungsplan überprüft, wobei eine optimale Übereinstimmung der Dosis bei einer Abweichung von maximal 3 % vorliegt [46] und 5 % Dosisabweichung maximal erlaubt sind [21].

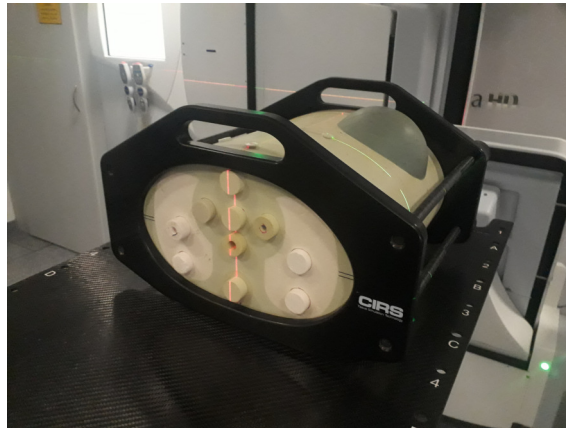
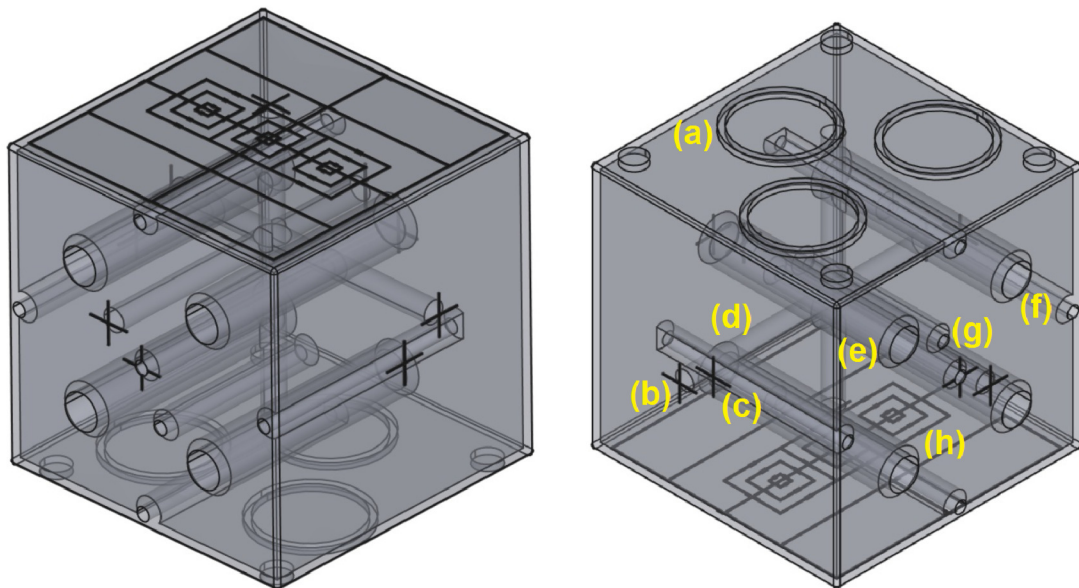


Abbildung 2.13: CIRS IMRT Thorax Phantom für die Dosismessung beim Ende-zu-Ende Test.

2.2.9 Das UMM-Phantom

Wie in den vorherigen Kapiteln aufgeführt, wird ein Phantom für die Überprüfung des CT-Lasers benötigt. Ein zweites Phantom wird für die Überprüfung der passenden HU zur ED genutzt. Zusätzlich wird ein drittes Phantom für die Überprüfung des kV-Zentrums und der korrekten Tischbewegung am Linac genutzt. Ein viertes Phantom wird für die Bestimmung des MV-Isozentrums und der Übereinstimmung mit dem kV-Zentrum benötigt. Ein fünftes Phantom wird für die Messung des CBCT Dosis Indexes und ein sechstes Phantom für die Bestimmung der Übereinstimmung von Lichtfeld- und Strahlenfeldgröße verwendet. Zusätzlich wird ein siebtes Phantom für die Dosismessung beim Ende-zu-Ende Test benötigt. Um die Anzahl der benötigten Phantome zu reduzieren und die QS zu erleichtern, wurde in dieser Arbeit ein Phantom entwickelt, das alle sieben aufgeführten Phantome ersetzt und deren Funktion vereint.



(a) Bild des UMM-Phantoms mit dem Element zur Lichtfeld-Strahlenfeldmessung als Oberseite. (b) Bild des UMM-Phantoms mit dem Element zur Oberflächenverfolgung als Oberseite.

Abbildung 2.14: Das multimodale QS-Phantom beinhaltet (a) hervorstehende Kreise für die Oberflächenverfolgung, (b) nicht zentrierte Marker, (c) Isozentrumsmarker, (d) Zylinder aus massivem PA12 für den Winston-Lutz-Test, (e) Öffnungen für die gewebeäquivalenten Einsätze, (f) 5 Öffnungen an den 4 Kanten und in der Mitte für die Ionisationskammer der CTDI-Messung, (g) Öffnung für die Kammermessung der Dosis beim Ende-zu-Ende Test, (h) Einkerbungen mit eingeklebtem Wolframdraht zur Überprüfung der Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld.



Abbildung 2.15: UMM-Phantom mit der Oberflächenverfolgungsseite als Oberseite in der Anwendung am Linac.

Der Vorteil ist, dass die QS-Tests nicht mehr für sich alleinstehend durchgeführt werden, sondern ein Zusammenhang zwischen den Tests entsteht. Außerdem können mit dem neuen Phantom, welches UMM (universelles multimodales)-Phantom getauft wurde, sieben kommerzielle QS-Phantome in einem Phantom kombiniert werden.

Das UMM-Phantom ist als 3D-Zeichnung, welche mit dem CAD-Programm FreeCAD (FreeCAD Juergen Riegel, Werner Mayer, Yorik van Havre) erstellt wurde, aus zwei Richtungen in Abbildung 2.14 zu sehen und die einzelnen Bestandteile des Phantoms sind erklärt. Das 3D-gedruckte Phantom in der Anwendung ist in Abbildung 2.15 sichtbar. Es besteht aus Polyamid (PA) 12, welches im Lasersinterverfahren 3D-gedrukt wurde. PA12 wurde gewählt, da es mit einer ED von $1,01 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ nahezu wasseräquivalent ist. Aus Gewichts- und Stabilitätsgründen [47] wurde das Phantom jedoch nicht massiv gedruckt, sondern hat eine Wandstärke aus gesintertem PA12 von 5 mm Dicke. Im Inneren des Phantoms befindet sich das ungesinterte PA12 Pulver. Das Design und der Umgang mit dem entwickelten UMM-Phantom zur Durchführung der in Kapitel 2.2.1 bis Kapitel 2.2.8 vorgestellten QS-Tests wird im Folgenden beschrieben.

2.2.9.1 CT-Laser Konstanzprüfung

Die Durchführung der CT-Laser Konstanzprüfung mit dem UMM-Phantom wurde äquivalent zum Ablauf in Kapitel 2.2.1 geplant. Da in das UMM-Phantom im Gegensatz zum Wilke-Phantom keine tiefen Einkerbungen eingebaut wurden, die im CT-Bild sichtbar sind, wurde das UMM-Phantom zur Detektion, ob das Laserzentrum und das CT-Zentrum übereinstimmen, auf dem isozentrischen Marker (Abbildung 2.14c) platziert. Mittig hinter dem isozentrischen Marker wurden auch die Kammerlöcher für die CTDI-Messung (Abbildung 2.14f) platziert. Diese sind im CT-Bild sichtbar und somit musste bei der QS mit dem UMM-Phantom das Gitter, welches das Zentrum des CT-Bildes anzeigt, mittig durch diese Kammerlöcher verlaufen. Zur Überprüfung der Tisch- und Laserbewegung am CT wurde das Isozentrum in Pinaccl³ mittig in den Schnittpunkt der drei PA12 Zylinder (Abbildung 2.14d) hinter dem nicht zentrierten Marker (Abbildung 2.14b) gesetzt, so dass nach der Tisch- und Laserbewegung das UMM-Phantom exakt mit dem La-

ser auf dem nicht zentrierten Marker enden sollte, wenn das Laserzentrum, das CT-Zentrum und die Tischbewegung genau zusammen passen.

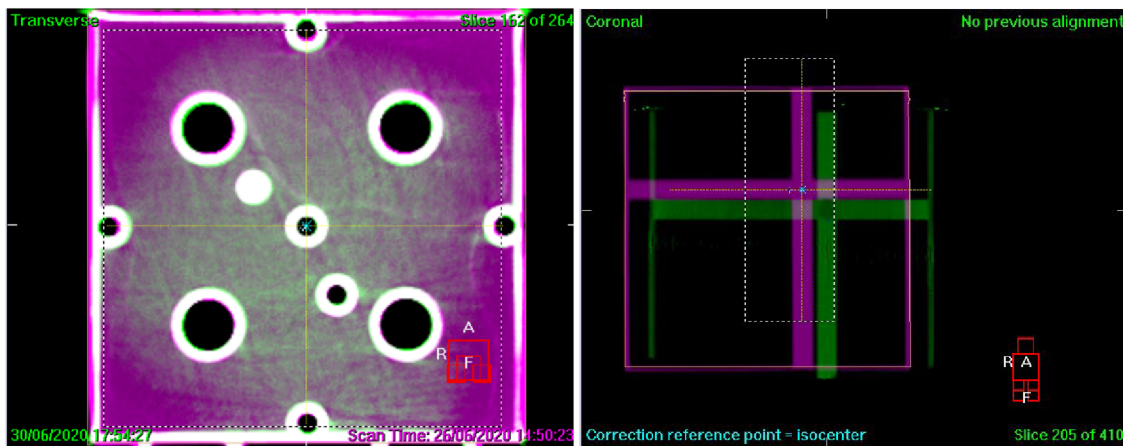
2.2.9.2 Konstanzprüfung des Oberflächenverfolgungssystems

Um die korrekte Funktion des Oberflächenverfolgungssystems zu überprüfen, wird eine markante 3D-Form benötigt, an welcher das Licht brechen kann, damit ein 3D-Bild erzeugt und mit der aus dem TPS importierten Referenzoberfläche verglichen werden kann. Deshalb wurden auf einer Seite des UMM-Phantoms drei 0,5 cm hervorstehende Kreise aufgedruckt (Abbildung 2.14a). Diese Phantomseite wurde bei der Oberflächenverfolgungs-QS als Oberseite platziert und die Kreise wurden als 3D-Element zur Überprüfung des Zentrums des Oberflächenverfolgungssystems aufgenommen. Positioniert wurde das Phantom dabei mit dem Laser auf dem nicht zentrierten Marker (Abbildung 2.14b), wie in Abbildung 2.15 zu sehen. Der QS-Ablauf wurde dann wie in Kapitel 2.2.2 beschrieben durchgeführt.

2.2.9.3 kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung

Ähnlich zum Quasar PentaGuide Phantom, wurden auch in dem UMM-Phantom zwei Marker, auf die es mit Hilfe der Laser positioniert werden kann, integriert. Außerdem wurde hinter einem der Marker ein geeigneter Einsatz eingebaut, um damit das CBCT-Bild auf das CT-Referenzbild aus dem TPS registrieren zu können. Dieser Einsatz durfte sich, um Verzerrungen im CBCT-Bild zu vermeiden, nicht weit vom Isozentrum entfernt befinden. Diese im CBCT-Bild außerhalb des Isozentrums entstehenden Verzerrungen sind in Abbildung 2.16a an den am Rand befindlichen Löchern zu sehen. Die Verzerrung im CBCT-Bild entsteht durch die Anwendung einer gefilterten Rückprojektion im Feldkamp, David und Kress (FDK) Rekonstruktionsalgorithmus [30, 48]. Eine iterative Rekonstruktion ist rechenaufwändiger, erhöht aber die Abbildungsgenauigkeit [48]. Um eine geeignete Registrierung auf das Referenzbild durchführen zu können, wurde das UMM-Phantom deshalb auf den nicht zentrierten Marker (Abbildung 2.14b) platziert, hinter dem sich die massiv gedruckten PA12 Zylinder (Abbildung 2.14d) befinden, auf die

registriert werden kann. Das Isozentrum des Referenzbildes musste für diesen QS-Test im TPS exakt im Zentrum des nicht zentrierten Markers platziert werden, damit die Ergebnisse nicht durch eine im TPS ungenau gesetzte Isozentrumsposition verfälscht werden. Nach der Platzierung auf den nicht zentrierten Marker wurde der kV-Zentrumstest wie in Kapitel 2.2.3 beschrieben durchgeführt. Für den Test der korrekten Tischbewegung wurde das Phantom zunächst auf den zentrischen Marker (Abbildung 2.14c) platziert und ein CBCT-Bild aufgenommen. Danach wurde erneut auf das Isozentrum in den PA12 Zylindern hinter dem nicht zentrischen Marker registriert (Abbildung 2.16b) und wie in Kapitel 2.2.3 nach dem Tischverschub die Abweichung des Markers zum Laser betrachtet.



(a) Bildverzerrung am Rand einer CBCT-Aufnahme.

(b) Registrierung des CBCT-Bildes auf das CT-Referenzbild.

Abbildung 2.16: CBCT-Bilder des UMM-Phantoms zur kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung.

2.2.9.4 Winston-Lutz-Test

Für den Winston-Lutz-Test benötigte das UMM-Phantom ein MV-sichtbares Referenzzentrum direkt hinter einem der Marker. Da auf Grund der Hohlräume für die Ionisationskammern für die CTDI-Messungen (Abbildung 2.14f) hinter dem Zentrumsmarker kein MV-sichtbares Material platziert werden konnte, wurde der nicht zentrierte Marker (Abbildung 2.14b) dafür genutzt. Normalerweise werden Kugeln aus Wolfram oder Stahl für diesen Zweck verwendet. Da diese Materialien jedoch im 3D-Druck des Phantoms nicht mitgedruckt werden konnten und ein

nachträgliches Platzieren dieser Materialien im Phantom zu einer ungenauen Positionierung relativ zum Marker führen konnte, musste der MV-sichtbare Einsatz aus PA12 bestehen. Da eine Kugel aus PA12 mit einem Durchmesser von 1 cm bis 2 cm auf Grund der zu geringen Dichteunterschiede zwischen dem gesinterten und dem ungesinterten PA12 nicht sichtbar war, wurden massiv gedruckte PA12 Zylinder (Abbildung 2.14d) gefertigt, die aus allen drei Raumrichtungen durch das gesamte Phantom gehen. Diese sind, wie in Abbildung 2.17a zu sehen, im MV-Bild deutlich als Kreis sichtbar, sodass bei Platzierung des UMM-Phantoms auf den nicht zentrierten Marker dieselben Messungen wie mit dem kommerziellen Ballbearingphantom für den Winston-Lutz-Test durchgeführt werden konnten.



(a) MV-Aufnahme des UMM-Phantoms während des Winston-Lutz-Tests.

(b) Strahlenfeld und Zylindererkennung im MV-Bild.

Abbildung 2.17: MV-Aufnahme des UMM-Phantoms für den Winston-Lutz-Test und Detektion von Strahlenfeldzentrum und PA12 Zylinderzentrum.

Auch für die Detektion des Strahlenfeldes und der durch die Zylinder entstandenen Kreise mittels des Schwellwertverfahrens, wurde dasselbe Matlabskript wie für das Ballbearingphantom genutzt, welches in Kapitel 2.2.4 beschrieben ist. Die Detektion des Strahlenfeldes und des Kreises mit dem Matlabskript bei der Durchführung des Winston-Lutz-Tests mit dem UMM-Phantom ist in Abbildung 2.17b gezeigt.

2.2.9.5 kV-MV Isozentrumsübereinstimmung

Für die kV-MV Isozentrumsüberprüfung wurde im UMM-Phantom ein im kV-Bild und im MV-Bild sichtbares Material benötigt. Dies war ebenfalls mit den PA12 Zylindern (Abbildung 2.14d) hinter dem nicht zentrierten Marker (Abbildung 2.14b) gegeben. Da auch der kV-Zentrumstest (Kapitel 2.2.9.3) mit der Registrierung auf diese PA12 Zylinder durchgeführt wurde, gab es bereits ein Referenzbild mit einem mittig in die PA12 Zylinder gesetzten Isozentrum, auf welches das CBCT-Bild registriert werden konnte. Die kV-MV Isozentrumsübereinstimmung mit Positionierung des UMM-Phantoms auf den nicht zentrischen Marker wurde deshalb analog zu Kapitel 2.2.5 durchgeführt, indem 16 MV-Bilder mit jeweils 0° , 90° , 180° und 270° Tragarm- und Kollimatorwinkel aufgenommen wurden. Die MV-Bilder wurden mit dem Matlabskript des Winston-Lutz-Tests ausgewertet und die Abweichung der Phantomposition zum MV-Isozentrum bestimmt. Im Anschluss wurde ein CBCT-Bild aufgenommen, auf die PA12 Zylinder des Referenzbildes registriert und die detektierten Abweichungen verglichen.

2.2.9.6 CTDI-Messung im UMM-Phantom

Auch im UMM-Phantom wurde der CTDI des CBCTs gemessen, indem mit der 10 cm langen kV-Ionisationskammer nacheinander in der Phantommitte und 1 cm vom Rand entfernt an 4 Positionen (Abbildung 2.14f) gemessen wurde und daraus nach Gleichung 2.2 der CTDI berechnet wurde. Da runde Phantome jedoch schwer zu handhaben sind und ein 35 cm bis 40 cm langes Phantom aus PMMA, wie es in Kapitel 2.2.6 genutzt wurde, sehr schwer ist, wurde das UMM-Phantom quaderförmig mit einem Ausmaß von $22 \times 22 \times 22 \text{ cm}^3$ gewählt. Dass es möglich ist, mit einem nicht-zylindrischen Phantom den CTDI zu bestimmen, haben Markovich et al. gezeigt [49]. Ähnlich wie bei unterschiedlichen Phantomlängen, müssen dabei auch für unterschiedliche Phantomformen Korrekturfaktoren angewendet werden. Diese Faktoren wurden für das UMM-Phantom für jeden Messpunkt separat bestimmt, da das UMM-Phantom in seinem Inneren nicht symmetrisch aufgebaut ist. Die verkürzte Phantomlänge von nur 22 cm statt 40 cm wurde auch in einen Faktor zur Umrechnung auf das 40 cm lange Phantom mit einbezogen

[50]. Ein weiterer Unterschied beim UMM-Phantom war das Material. Damit das Phantom kommerziell gedruckt werden konnte, besteht es aus gesintertem und ungesintertem PA12, statt vollständig aus PMMA hergestellt zu sein. PMMA wurde in den kommerziellen Phantomen gewählt, da dies mit einer Dichte von $1,19 \frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$ annähernd wasseräquivalent ist, wie in DIN 60601-2-44 [51] empfohlen. PA12 ist im gesinterten Zustand mit einer Dichte von $1,01 \frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$ auch annähernd wasseräquivalent, ungesintert liegt die Dichte jedoch nur bei ungefähr $0,50 \frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$, was die Tiefendosiskurve der kV-Strahlung beeinflusst.

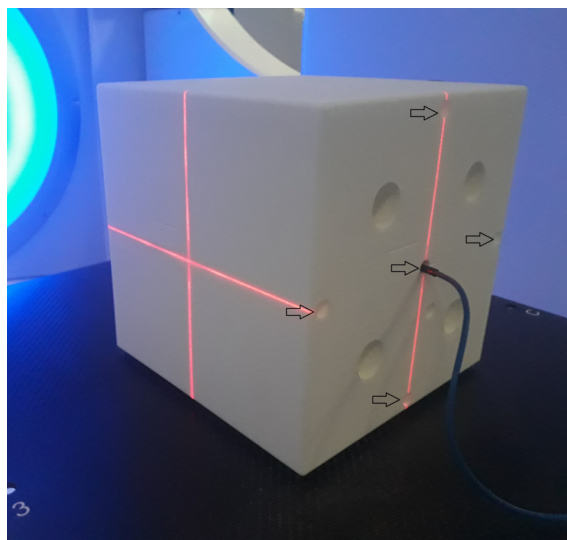
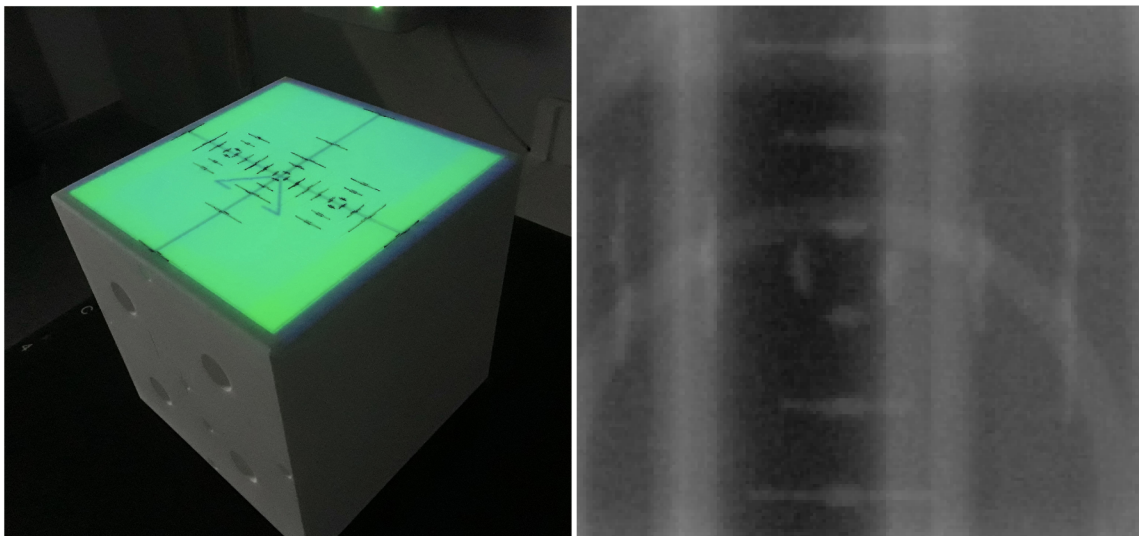


Abbildung 2.18: CTDI-Messung der zentral gelegenen Kammerposition. Diese und die weiteren Messpositionen zur Bestimmung des CTDI sind mit Pfeilen markiert.

Auch dieser Materialunterschied wurde deshalb in die Faktoren, die für die CTDI Dosismessung zwischen dem Referenz-PMMA-Phantom und dem UMM-Phantom mittels 15-maliger Vergleichsmessung an drei verschiedenen Linacs bestimmt wurden, integriert. Mit diesen bestimmten Korrekturfaktoren wurde die im UMM-Phantom gemessene Dosis auf die Dosis im Referenzphantom aus PMMA mit den entsprechenden Durchmessern von 16 cm oder 32 cm umgerechnet, sodass mit Anwendung dieser Faktoren der CTDI im UMM-Phantom genauso gemessen wurde, wie im PMMA-Kopf- oder Körperphantom, ohne dass verschiedene Phantome für die verschiedenen Körperregionen benötigt wurden. Eine Beispielmessung ist in Abbildung 2.18 zu sehen.

2.2.9.7 Übereinstimmung von Lichtfeld und Strahlenfeld

Für die Messung der Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld wurde das UMM-Phantom so entworfen, dass sich die Messung mit dem EPID durchführen lässt. Dazu wurden die in der DIN [8, 13] vorgeschlagenen Feldgrößen von $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$, $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$, $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$, $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ und $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ als Einkerbungen von $0,8\text{ mm}$ Tiefe auf dem Phantom realisiert. In diese Einkerbungen wurde Wolframdraht mit einem Durchmesser von $0,7\text{ mm}$ eingeklebt. Durch seine Dichte von $19,28\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ und seine Ordnungszahl von $Z=74$ war der Wolframdraht auf den EPID-Bildern sichtbar. Somit wurde nach der Justage des Phantoms auf die entsprechende durch den Wolframdraht angezeigte Lichtfeldgröße während der Laser auf die Oberfläche des Phantoms zeigte, der Zusammenhang zwischen Lichtfeld- und Strahlenfeldgröße aus dem in dieser Position aufgenommenen EPID-Bild abgelesen. Die Positionierung des Phantoms und ein Ausschnitt eines EPID-Bildes mit sichtbarem Wolframdraht sind in Abbildung 2.19 zu sehen.

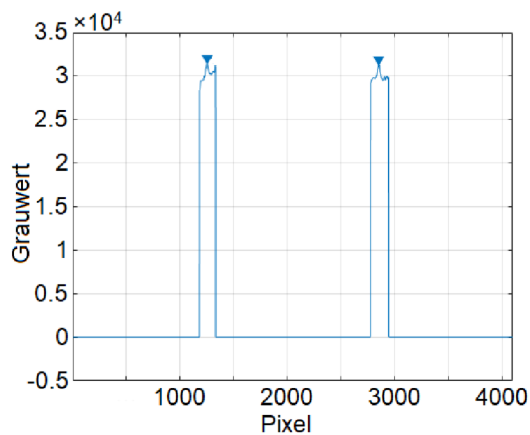


(a) Positionierung des Phantoms auf ein $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ großes Feld für die Lichtfeld-Strahlenfeldmessung. Der Wolframdraht ist dazu exakt im Halbschatten der Lichtfeldgrenze platziert.

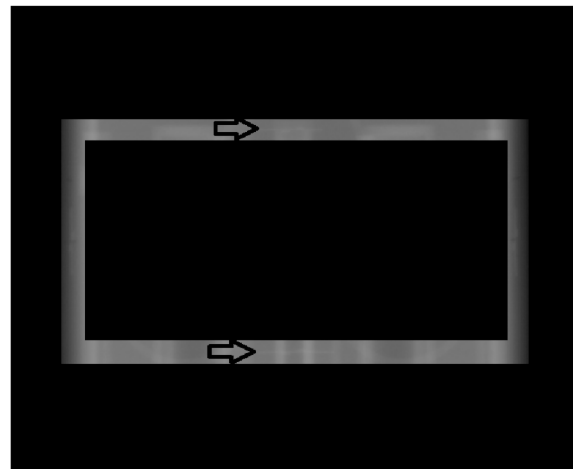
(b) Ausschnitt eines iView-Bildes der Lichtfeld-Strahlenfeldmessung mit in waagerechte und senkrechte Richtung sichtbaren Linien der Drahteinsätzen, welche sich vom Hintergrund abheben.

Abbildung 2.19: Bilder des UMM-Phantoms während der Lichtfeld-Strahlenfeldmessung.

Eine visuelle Auswertung der Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld war nicht möglich, da bei der Aufnahme des Strahlenfeldes mit dem EPID in der Feldgröße, in welcher das Phantom auf das Lichtfeld platziert wurde, der Wolframdraht im Feldgradienten des Strahlenfeldes lag und deshalb vom EPID kein nennenswerter Grauwertunterschied detektiert werden konnte. Deshalb wurde ein Matlabskript zur automatischen Auswertung entwickelt. Ein Ausschnitt dieses Skript ist in Kapitel 7 zu sehen. Zur automatischen Auswertung der Lichtfeld- und Strahlenfeldgröße wurden zwei Bilder genutzt. Zuerst wurde ein Bild mit der Feldgröße, auf welche das Phantom im Lichtfeld positioniert wurde, aufgenommen. Direkt im Anschluss wurde ohne das Phantom zu bewegen ein Bild mit der maximalen vom EPID detektierbaren Feldgröße von $26\text{ cm} \times 26\text{ cm}$ aufgenommen. Mit Hilfe des Matlabskriptes für die Feldgrößenbestimmung wurde aus dem Feld mit einer Größe von kleiner als $26\text{ cm} \times 26\text{ cm}$ die Feldgröße des Strahlenfeldes detektiert. Dazu wurde das Matlabskript so entwickelt, dass das Plateau der maximalen und minimalen Grauwerte gesucht und bei 50 % zwischen dem maximalen und minimalen Grauwert, also bei der Halbwertsbreite, die Feldgröße bestimmt wird. Die Drahtposition extrahiert das Matlabskript aus dem $26\text{ cm} \times 26\text{ cm}$ großen Feld. Dazu wird nur noch ein 1 cm großer Ausschnitt um die detektierte Strahlenfeldgrenze herum betrachtet und in der mittleren Zeile und Spalte dieses Ausschnitts werden die lokalen Maxima bestimmt. Der Draht ist als größtes lokales Maximum sichtbar und so kann auch die Lichtfeldgröße und die Position des Lichtfeldes im Vergleich zum Strahlenfeld bestimmt werden. Die Detektion des Drahtes an Hand des Ausschnittes um die Feldgrenze herum ist beispielhaft für ein $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ -Feld in Abbildung 2.20 dargestellt. Dabei markieren die Pfeile die detektierten Maxima, also die Lage des Drahtes. Zur vereinfachten Durchführung des QS-Tests wurde das Matlabskript so erstellt, dass es selbstständig anhand der Pixel, welche zum Strahlenfeld gehören, erkennt, um welche Feldgröße es sich handelt und wo der Draht gesucht werden muss. Außerdem wurde eine Funktion implementiert, sodass das Skript alle aufgenommenen Bilder gleichzeitig einliest und eine Tabelle mit allen Abweichungen des Zentrums und der Feldgrößen in Kopf-Fuß- und links-rechts-Richtung ausgibt.



(a) Maxima im Grauwertverlauf des EPID-Bildes, die die Position des Drahtes im Bild anzeigen.

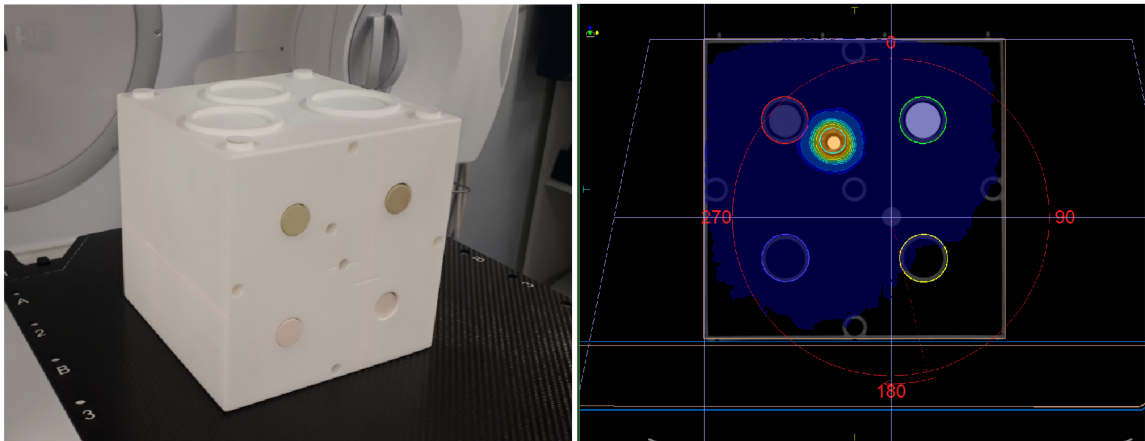


(b) Ausschnitt des Bildbereiches um die Strahlenfeldgrenze herum, zur leichteren Detektion des Drahtes. Der Draht ist bei den Pfeilmarkierungen leicht als Linie sichtbar.

Abbildung 2.20: Detektion des Wolframdrahtes zur Erkennung der Lichtfeldgröße. Mit dem bloßen Auge ist der Draht nur schwer zu erkennen, mit dem Skript sind Maxima detektierbar.

2.2.9.8 Dosimetrischer und geometrischer Ende-zu-Ende Test

Für die Durchführung des in Kapitel 2.2.8 beschriebenen dosimetrischen Ende-zu-Ende Tests benötigte das UMM-Phantom gewebeäquivalente Einsätze, um diese als Risikoorgane im TPS einzuzeichnen und die Mittelwerte der eingezeichneten Bereiche zur Konstanzprüfung der HU und ED zu nutzen. Die Einsätze können aus Epoxidharz und einigen anderen Zusätzen, wie Calcium Hydroxydapatite, Magnesiumoxid, CaCO_3 und Mikrosphären selbst hergestellt werden [52, 53]. In dieser Arbeit wurde jedoch das lungen-, gewebe- und knochenäquivalente Material aus einem CIRS Thorax Phantom genutzt. Hierfür wurden geeignete Öffnungen im UMM-Phantom eingeplant (Abbildung 2.14e), sodass das Material bei Bedarf für einen Ende-zu-Ende Test dort platziert werden kann (siehe Abbildung 2.21a). Zusätzlich wurde eine Öffnung für die Ionisationskammer zur Messung der Dosis im Rahmen des Ende-zu-Ende Tests im UMM-Phantom integriert (Abbildung 2.14g).



(a) UMM-Phantom mit gewebeäquivalenten Einsätzen aus dem CIRS IMRT Thorax Phantom für den Ende-zu-Ende Test.

(b) Coronale Schnittenebene des im TPS erstellten Bestrahlungsplans für den Ende-zu-Ende Test.

Abbildung 2.21: Bilder des UMM-Phantoms während Durchführung des Ende-zu-Ende QS-Tests.

Der Ablauf des Ende-zu-Ende Tests wurde wie in Kapitel 2.2.8 beschrieben durchgeführt. Dabei wurde der PA12 Zylinder um die Öffnung für die Ionisationskammer herum bei der Erstellung des Bestrahlungsplans als Zielvolumen genutzt, wie in Abbildung 2.21b zu sehen ist. Im TPS wurde das Isozentrum des Bestrahlungsplans direkt hinter die nicht zentrischen Marker gesetzt und ein VMAT Bestrahlungsplan berechnet. Das CT-Bild und die Kontur des Phantoms wurden als Referenz zum CBCT und zum Oberflächenverfolgungssystem exportiert. Der Plan wurde zur Bestrahlung zu Mosaiq exportiert. Am Linac wurde das Phantom mit dem zentrischen Marker im Laser platziert, ein CBCT-Bild des UMM-Phantoms aufgenommen und auf das Referenz-CT-Bild registriert, welches das im TPS direkt hinter die nicht zentrischen Marker gesetzte Isozentrum beinhaltet. Wie bei der Tisch-QS in Kapitel 2.2.3 wurde dann das Phantom zu dieser durch die Registrierung vorgegebenen Position verschoben, wie auch ein Patient mit Hilfe des CBCTs bei einer regulären Bestrahlung positioniert wird. Alternativ wurde ein Oberflächen-scan des Phantoms aufgenommen und auch auf die vom Planungssystem zum Oberflächenverfolgungssystem exportierte Referenz registriert. Auch hier wurde dann der Tisch zur vorhergesagten Position bewegt, wie es zur Patientenpositionierung mit Hilfe des Oberflächenmitverfolgungssystems der Fall wäre. In dieser Position wurde die Dosis mit einer 125 ccm semiflex Ionisationskammer (31010,

PTW, Freiburg, Germany) gemessen. Zum Vergleich der Dosis aus dem TPS mit der gemessenen Dosis, wurde die Kammer im Bestrahlungsplan konturiert, mit Wasser überschrieben und die mittlere Dosis darin bestimmt.

Zusätzlich ist es mit dem UMM-Phantom gleichzeitig zum dosimetrischen Ende-zu-Ende Test möglich, einen geometrischen Ende-zu-Ende Test durchzuführen und die gesamte Isozentrumsabweichung zu bestimmen, die bei einer Patientenbestrahlung auftreten kann [54]. In derselben Phantomposition, in welcher die Dosismessung stattfindet, lässt sich dabei für den geometrischen Ende-zu-Ende Test die gesamte Isozentrumsabweichung bestimmen. Diese ist definiert als der Radius der kleinsten Kugel, welche alle Messpunkte des Winston-Lutz-Test für die Tragarm-, Kollimator- und Tischpositionen mit einschließt und ihren Ursprung in der Phantomposition, welche während einer Behandlung der Patientenposition entspricht, hat. Es wurde also ein Winston-Lutz-Test durchgeführt, bei welchem das Phantom nicht im optimalen MV-Isozentrum, sondern mit Hilfe der Oberflächenverfolgung oder der CBCT-Bildgebung positioniert wurde. So konnte festgestellt werden, wie stark die Bestrahlungszentren von der Phantomposition abweichen und ob es zu Abweichungen der Bestrahlungszentren im Vergleich zur Phantomposition kommt, die die Toleranz von 1 mm für SBRT- oder 2 mm für IMRT-Behandlungen überschreiten [17]. Dies wurde im Folgenden für die zwei Elekta Versa HD Linacs und einem Elekta Synergy Linac ausgewertet. Zum Vergleich des geometrischen Ende-zu-Ende Tests mit kommerziellen Phantomen wurde für die kV-Positionierung das Ballbearingphantom genutzt, wobei der Ablauf genauso durchgeführt wurde, wie mit dem UMM-Phantom.

2.2.9.9 Einstellung der Positionierungs- und Bestrahlungszentren mit dem UMM-Phantom

Zusätzlich zu den in Kapitel 2.2.1 bis Kapitel 2.2.8 beschriebenen Einzeltests der QS, wurde das UMM-Phantom so entwickelt, dass es mit diesem möglich ist, die Abweichung der einzelnen Systemzentren zum MV-Isozentrum zu bestimmen. Im Gegensatz zu kommerziellen Phantomen, welche mehrere verschiedene Systemzentren testen können [45], ist mit dem UMM-Phantom eine Positionierung auf das MV-Isozentrum wie in Kapitel 2.2.9.4 beschrieben möglich, indem 16

MV-Bilder aufgenommen werden, mittels des Matlabskriptes die Abweichung der Phantomposition zum MV-Isozentrum bestimmt wird, das Phantom mit Hilfe des Tisches in dieses MV-Isozentrum verschoben wird und die Position durch erneute Aufnahme der MV-Bilder verifiziert wird. Da in dieser Position sowohl das MV-Isozentrum inklusive Tragarm- und Kollimatordrehung, als auch die Zentren der kV-Bildgebung, der Oberflächenverfolgung, der Tischdrehung und des CT-Lasers überprüft werden können, wurde so in dieser Arbeit die auftretende Abweichung zum MV-Isozentrum für die einzelnen Systeme gemessen und Vektoren der Abweichungen des MV-Isozentrums zu den Zentren der Einzelsysteme bestimmt. Mit diesen Vektoren können somit richtungsabhängig die Abweichungen der Einzelsysteme zum MV-Isozentrum festgestellt und bei Bedarf mit Hilfe eines Servicetechnikers um den ermittelten Verschiebungsvektor korrigiert werden, um die Genauigkeit während der Bestrahlung zu erhöhen. So können die geometrischen Abweichungen während einer Bestrahlung reduziert werden, sodass der Linac beispielsweise die Toleranz von 1 mm Abweichung für SBRT Bestrahlungen nach dieser Einstellung erfüllt. Die Abweichungen der verschiedenen Systemzentren zum MV-Isozentrum wurden deshalb in Kapitel 3.2.9 für zwei Elekta Versa HD Linacs und einem Elekta Synergy Linac bestimmt.

2.2.9.10 Vergleich des UMM-Phantoms mit kommerziellen Phantomen

Um die Funktionsfähigkeit des UMM-Phantoms zu überprüfen und zu testen, ob das Phantom in der klinischen Routine eingesetzt werden kann, wurden Messungen der in Kapitel 2.2.1 bis Kapitel 2.2.8 aufgeführten kommerziellen QS-Phantome mit denen des UMM-Phantoms, die in Kapitel 2.2.9 beschrieben sind, verglichen. Dazu wurde für jede erwähnte QS-Prozedur der Test an drei verschiedenen Linacs, zwei Elekta Versa HD Maschinen und einer Elekta Synergy Maschine je 5 Mal durchgeführt. Um Linac-spezifische Einflüsse zu minimieren, wurde jeweils auch ein Mittelwert über alle drei Maschinen gebildet. Dabei wurden die Absolutwerte der Abweichungen gemittelt, um keine Richtungstendenzen der einzelnen Linacs durch entgegengesetzte Vorzeichen herauszurechnen. Für den Vergleich der Mittelwerte wurde ein zweiseitiger Mann-Whitney-U-Test mit einem Signifikanzniveau von 0,05 gewählt. Dies ist ein nicht parametrischer Test. Er ist

somit auch für nicht normalverteilte Daten, Ausreißer und kleine Stichprobengrößen anwendbar. Der Test ist ein Rangsummentest und überprüft als Nullhypothese, dass die Summe der Rangplätze keinen Unterschied aufweist [55]. Dazu werden allen Messwerten beider Gruppen Ränge zugeordnet, angefangen beim kleinsten Messwert. Diese Werte werden Gruppenweise addiert und der U-Wert, der Erwartungswert von $U(\mu_U)$, der Standardfehler von $U(\sigma_U)$ und der z-Wert als Standardabweichung berechnet über [56, 57]

$$U = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_1 \cdot (n_1 + 1)}{2} - T_1, \quad (2.4)$$

$$\mu_U = \frac{n_1 \cdot n_2}{2}, \quad (2.5)$$

$$\sigma_U = \sqrt{\frac{n_1 \cdot n_2 \cdot (n_1 + n_2 + 1)}{12}}, \quad (2.6)$$

$$z = \frac{U - \mu_U}{\sigma_U}, \quad (2.7)$$

wobei n_1 und n_2 die Anzahl der Messwerte in beiden Gruppen sind und T_1 die Rangsumme der ersten Gruppe ist. Dies lässt sich äquivalent auch für die zweite Gruppe berechnen. Über den z-Wert kann der p-Wert als Wahrscheinlichkeit zur Bestätigung oder Ablehnung der Nullhypothese in einer Tabelle [56] nachgeschlagen werden. Ist der p-Wert über dem Signifikanzniveau von 0,05, unterscheiden sich die Gruppen der Messwerte.

Zur Überprüfung, ob die Varianzen gleich sind, wurde für die Phantomvergleiche ein Levene-Test mit einem Signifikanzlevel von 0,05 genutzt. Der Test kann ab einer Stichprobengröße von 5 genutzt werden. Zur Durchführung wird zuerst die Differenz der Einzelwerte vom Mittelwert der jeweiligen Gruppe gebildet. Aus diesen wird für jede Gruppe der Mittelwert \bar{y}_i und für alle Messungen zusammen genommen ein Mittelwert \bar{y} gebildet. Mit Hilfe dieser Mittelwerte wird die gewichtete Varianz bestimmt über

$$L_1 = \frac{1}{k-1} \sum_{i=1}^k n_i \cdot (\bar{y}_i - \bar{y})^2, \quad (2.8)$$

$$L_2 = \frac{1}{n - k} \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (y_{ij} - \bar{y}_i)^2, \quad (2.9)$$

wobei k die Anzahl der Gruppen, n_i die Anzahl der Messwerte in der jeweiligen Gruppe, n die Anzahl aller Messwerte und y_{ij} die einzelnen Differenzen zum Mittelwert sind. Daraus lässt sich berechnen, ob der Test die Nullhypothese bestätigt oder verwirft, indem der Quotient von L_1 und L_2 gebildet wird und geprüft wird, ob dieser kleiner oder größer als der in einer Tabelle [56] nachzuschlagende Wert der F-Verteilung ist. Ist der Quotient kleiner, wird die Nullhypothese bestätigt und die Varianzen sind statistisch gleich. Ist der Quotient größer als der Wert der F-Verteilung wird die Nullhypothese verworfen [56, 58].

2.3 Proaktive Instandhaltung des Linearbeschleunigers

Die in den vorherigen Abschnitten beschriebenen Tests zur QS decken die gesetzlich geforderten Ansprüche an die Linacs und bildgebenden Systeme ab, sodass eine sichere Patientenbestrahlung gewährleistet ist. Jedoch kann der Komfort und das Sicherheitsempfinden des Patienten während der Bestrahlung sinken, wenn der Linac zu Fehlern neigt, die zum Auslösen einer Sicherheitsverriegelung und somit zu einer Unterbrechung der Bestrahlung führen. Um diese Fehler zu vermeiden und für eine proaktive Instandhaltung Parameter, die zu diesen Fehlern führen können, mit in die QS-Tests aufzunehmen, wurden im Folgenden die einzelnen Fehler betrachtet und deren Ursache analysiert.

Allgemein ruft der Linac Sicherheitsunterbrechungen hervor, wenn die Toleranz zwischen den Parametern im Bestrahlungsplan und den real am Linac abgestrahlten Werten überschritten ist. Dazu prüft der Linac mittels eines Aufzeichnungs- und Überprüfungssystems alle 40 ms, ob beispielsweise seine Position von Tragarm, Kollimator und Lamellen und die abgestrahlte Dosis zu den Kontrollpunkten des Bestrahlungsplans oder der linearen Interpolation zwischen den Kontrollpunkten passen. Ist dies nicht der Fall und die Abweichung ist größer als in der Toleranztafel, welche im Servicemodus des Linacs individuell angepasst werden

kann, vorgegeben, bricht der Linac zur Sicherheit die Bestrahlung ab [59]. Dabei wird gespeichert, wie weit das Feld abgestrahlt worden ist, sodass der Patient von der Position, an welcher der Linac ausgestiegen ist, weiter bestrahlt werden kann. Vor dem Ausstieg kam es jedoch zu Abweichungen zu den Kontrollpunkten, sodass der Patient, wenn der Linac die Bestrahlung abbricht, nicht exakt passend zur berechneten Bestrahlungssequenz bestrahlt wurde. Die Toleranzen sind so gering gewählt, dass dies keine relevanten medizinischen Auswirkungen haben sollte, jedoch nicht zu einer optimalen Bestrahlung führt. Deshalb wurde in Kapitel 3.3.1 betrachtet, wieso es zu diesen Unterbrechungen kommt und ob im Rahmen eines QS-Tests zur vorausschauenden Instandhaltung Parameter betrachtet werden können, welche die Unterbrechung prognostizieren. Ist dies der Fall, kann das Problem frühzeitig behoben werden, sodass es nicht zu Abweichungen von den Kontrollpunkten des Bestrahlungsplans kommt, die zu Sicherheitsverriegelungen des Linacs führen.

Um herauszufinden, ob die auftretenden Unterbrechungen während der Bestrahlung durch den Linac oder den Patientenplan verursacht wurden, wurden in dieser Arbeit die Patientenpläne mit auftretender Sicherheitsverriegelung an beiden Versa HD Linacs abgestrahlt. Da beide Linacs als Zwilling-Linacs ausgelegt sind, also identisch eingestellt sind und somit annähernd identische Eigenschaften haben, sollte ein Fehler im Bestrahlungsplan an beiden Linacs auftreten, während ein Fehler am Linac selbst aller Wahrscheinlichkeit nach nur an einem der Geräte auftritt. Lag ein Problem am Linac selbst vor, wurden in Kapitel 3.3.1 beispielsweise die Log-Dateien der Linacs nach Auffälligkeiten untersucht. Diese Log-Dateien erstellen die Elekta Versa HD Linacs automatisch bei jeder Bestrahlung. Sie enthalten mit einer Frequenz von 25 Hz Informationen über die Zeit, die Dosisrate und die summierte Dosis, den Tragarm-, Kollimator- und Tischwinkel, die Tischposition und die Position der Blenden, der Lamellen und der dynamischen Lamellenführung. Die Log-Dateien können direkt aus der Sicherungskopie des Linacs entnommen werden und befinden sich im '.trf' (Behandlungsprotokoll-Datei) Format, können jedoch in eine '.csv' Datei umgewandelt werden [60, 61]. War aus den Log-Dateien die Ursache für das Auftreten der Sicherheitsunterbrechung nicht zu erkennen, wurden zusätzlich sowohl Messungen der Patientenpläne mit dem 2D-Detektor Matrixx (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Deutschland) durchgeführt,

um das Strahlprofil zu analysieren, als auch verschiedene das Strahlprofil beeinflussende Parameter im Intellimaxsystem (Elekta AB, Stockholm, Schweden) betrachtet. Intellimax ist ein System von Elekta zur vorausschauenden Instandhaltung. Es nimmt beispielsweise Strom oder Spannung verschiedener Komponenten, wie der Magneten zur Beugung des Strahls, auf und kann so die Techniker bei Auffälligkeiten frühzeitig informieren. Die möglichen Fehler des Linacs sind im Folgenden aufgeführt.

2.3.1 Fehler in der Mechanik des Linearbeschleunigers

Es gibt Fehler, welche auf Grund der begrenzten mechanischen Möglichkeiten des Linacs auftreten. Um die Gründe für das Auftreten der Sicherheitsunterbrechungen des Linacs bedingt durch die mechanischen Komponenten herauszufinden, wurden in dieser Arbeit 18 Patientenpläne, welche einen der im Folgenden aufgeführten Fehler hervorriefen, betrachtet. Dabei wurden nur Pläne in die Untersuchung inkludiert, bei welchen nur einer der Zwilling-Linacs eine Unterbrechung brachte. Zur Evaluation wurden unter anderem die Log-Dateien der Linacs untereinander und mit den zum Plan gehörigen Kontrollpunkten verglichen.

Dosisraten-Monitor

Dieser Fehler mit der Abkürzung 'DoserateMon' tritt laut Beschreibung des Herstellers [62] auf, wenn der Unterschied zwischen der aktuellen und der erwarteten Dosisrate zu groß ist. Das Limit ist dabei eine Überschreitung der Dosisrate von 5 MU/min und eine Unterschreitung der Dosisrate von 10 MU/min [59]. Betrachtet wurde bei diesem Fehler, ob es Auffälligkeiten bei der Dosisrate im Vergleich zum Tragarmwinkel gibt, oder ob der Fehler nur durch die Modulation der Bestrahlungspläne bedingt ist.

Außerhalb der Toleranz (Linac)

Der Fehler 'Außerhalb der Toleranz' tritt auf, wenn der Unterschied zwischen dem erwarteten Tragarmwinkel und dem realen Tragarmwinkel am Kontrollpunkt größer als die eingestellte Toleranz ist. Diese beträgt je nach Wunsch des MPE z.B.

1° oder 2°. Somit tritt der Fehler auf, wenn die zum Kontrollpunkt gehörende Dosis schon 1° oder 2° vor dem Kontrollpunkt vollständig abgestrahlt ist. Dieser Toleranzbereich wird in der iCom Toleranztafel für den klinischen Modus angegeben, wobei der Standardtoleranzwert bei $\pm 2^\circ$ liegt [59]. Evaluiert wurde dieser Fehler in dieser Arbeit, indem für 9 Patientenpläne, die an einem der Zwillings-Linacs eine Unterbrechung hervorriefen, die Dosisabgabe pro Grad ($\text{MU}/^\circ$) und das dazugehörige Bremsverhalten des Tragarms bei starker Änderung der geforderten $\text{MU}/^\circ$ betrachtet wurden. Dazu wurde der Zusammenhang von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit über ein Servicediagramm, welches der Linac im Servicemodus erzeugen kann, dargestellt. Dieser betrachtete Zusammenhang bei maximaler Dosisrate und maximaler Tragarmgeschwindigkeit nennt sich Vorwärtsverstärkung des Linacs. Diese Grafik wurde in Kapitel 3.3.1.2 ausgewertet in Bezug auf Probleme im Beschleunigungs- und Bremsverhalten des Linacs, die unter Umständen auf Grund einer zu hohen Dosisrate im Vergleich zur Tragarmgeschwindigkeit zu einer zu früh abgestrahlten Dosis führen können.

Tragarm Stopp

Der auftretende 'Tragarm Stopp' Fehler ist ähnlich zu dem 'Außerhalb der Toleranz' Fehler, jedoch tritt dieser Fehler nicht bei je nach Toleranz 1° oder 2° Abweichung zu einem Kontrollpunkt auf, sondern wenn länger als 4 Sekunden ein mehr als maximaler Tragarmstrom angelegt ist, also 4 Sekunden lang eine Beschleunigung des Tragarm erwartet wird, die der Tragarm so nicht erfüllen kann. Auch zur Detektion der Ursache für diesen Fehler wurde in Kapitel 3.3.1.3 die Vorwärtsverstärkung, also die Kalibrierung von maximaler Dosisrate und maximaler Tragarmgeschwindigkeit, bei einem drehenden Feld über die Zeit aufgetragen. Zusätzlich wurden die erforderlichen $\text{MU}/^\circ$ zwischen den jeweiligen Kontrollpunkten evaluiert.

Lamellen nicht bereit

Auch die Lamellen können mechanische Probleme haben, die zu Unterbrechungen während der Bestrahlung führen. So tritt der 'Lamellen nicht bereit' Fehler auf, wenn nach 25 Sekunden die geforderte Lamellenposition noch nicht erreicht ist.

Tritt dieser Fehler auf, muss überprüft werden, ob ein Lamellenmotor beispielsweise defekt ist oder eine Lamelle aus einem anderen Grund feststeckt [62]. Dazu wurde zur vorausschauenden Instandhaltung ein Plan erstellt, der alle Lamellen von links nach rechts bewegt und in Kapitel 3.3.1.4 ausgewertet, ob Geschwindigkeitsunterschiede zwischen den Lamellen auftreten und die Geschwindigkeit zur vorherigen Messung passt.

Blendenposition

Als mechanische Fehler der Blenden können beispielsweise Positionierungsfehler auftreten. Dabei kann ein Fehler der Blendenposition beispielsweise durch einen Fehler des Potentiometers bedingt sein [62]. Deshalb wurde im Rahmen dieser Arbeit für die Blenden die Dauer bis zur korrekten Positionierung zur Vermeidung eines Einschwingverhaltens überprüft.

2.3.2 Strahlbasierte Fehler

Es gibt viele weitere Fehler, welche häufig auftauchen, jedoch aus den Log-Dateien kein Grund für deren Erscheinen zu erkennen ist. Diese Fehler hängen von der Charakteristik des Photonenstrahls ab und treten auf, wenn der Strahl nicht mehr symmetrisch ist, die Schultern, also das Verhältnis der Messwerte in der Mitte des Dosisquerprofils zu den höchsten Werten (siehe Abbildung 2.22), im Dosisquerprofil zu hoch oder zu tief sind oder der Strahl schief ist. Die Fehler, welche häufig bei Problemen mit dem Dosisquerprofil des Strahls auftreten, sind im Folgenden aufgeführt.

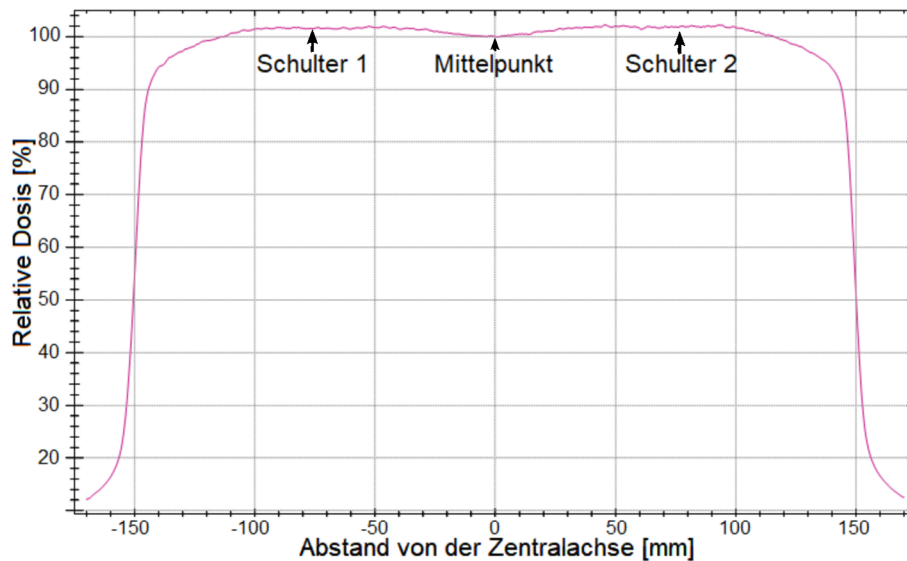


Abbildung 2.22: Das Dosisquerprofil eines Strahls mit Ausgleichsfilter ist nicht flach, sondern die Dosis in der Mitte ist niedriger als weiter außen. Das Verhältnis dieser Dosis in der Mitte zu der höchsten Dosis weiter außen definiert die Schultern.

2R und 2T Fehler

Zur Gruppe dieser Fehler gehören die 2R und 2T Fehler. Über die Variation des Stroms an Magneten wird gesteuert, dass der Strahl in Kopf-Fuß-Richtung, auch Inline-Richtung genannt, und rechts-links-Richtung, auch Crossline-Richtung genannt, symmetrisch ist [62]. Ist das Profil jedoch zu unsymmetrisch, können die Magnete den Strahl nicht mehr genügend nachkorrigieren, sodass der Strahl während der Bestrahlung unsymmetrisch ist und auf Grund von Abweichungen an den 2R oder 2T Magneten diese Fehler erscheinen. Im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung wurde in dieser Arbeit getestet, ob durch eine wöchentliche Aufnahme der Fehlerwerte der Strahlsymmetrie bei einem täglich abgestrahlten offenen Feld mit Hilfe des Intellimaxsystems eine Veränderung detektiert werden kann, ab der eine Nachstellung des Profils vorgenommen werden muss.

Schulter Fehler

Als weiterer strahlbasierter Fehler kann der 'Schulter Fehler' auftreten. Dieser

Fehler erscheint, wenn die Schultern des Strahls im Dosisquerprofil beispielsweise zu hoch sind [62]. Auch für diesen Fehler wurde betrachtet, ob dieser rechtzeitig erkannt werden kann. Dazu wurde im Intellimaxsystem beobachtet, ob der maximale 'Schulter Fehler' für ein täglich abgestrahltes Feld steigt, sodass bei größer werdenden Fehlern die Profilschultern nachgestellt werden oder falls diese korrekt sind, der Wert für den 'Schulter Fehler' an diese angepasst werden kann.

Gleichmäßigkeitsfehler

Der vierte regelmäßig auftretende Fehler, welcher mit dem Strahl in Zusammenhang steht, ist der Gleichmäßigkeitsfehler. Dieser tritt auf, wenn der Strahl schief oder in einer anderen Form ungleichmäßig ist. Mit Hilfe der Ionisationskammern wird während des Einrichtungsvorgangs des Strahls eine Normalisierung vorgenommen. Wenn dann während der Bestrahlung einer der Kanäle der Kammern um mehr als 5% abweicht, tritt der Gleichmäßigkeitsfehler auf [62]. Deshalb wurde in Kapitel 3.3.1.5 getestet, ob dieser Fehler vermieden werden kann, indem wöchentlich mit Hilfe des Intellimaxsystems für einen Standardplan dieser Gleichmäßigkeitsfehlerwert aufgenommen wird und bei Abweichungen das Profil oder die Normalisierung der Kammern nachgestellt werden.

2.3.3 Den Gammaindex beeinflussende Fehler

Nicht nur wenn, wie in Kapitel 2.3.1 und Kapitel 2.3.2 beschrieben, der Linac auf Grund von Fehlern in der Mechanik oder Fehlern des Strahls eine Sicherheitsunterbrechung während der Bestrahlung vornimmt, kann es zu ungewollten Abweichungen in der Dosisverteilung während der Patientenbestrahlung kommen, sondern auch während der QS der Patientenpläne werden immer wieder Abweichungen der Messung der Dosisabgabe des Linacs von der im Bestrahlungsplanungssystem berechneten Dosisverteilung bedingt durch beispielsweise Fehleinstellungen des Linacs detektiert. Die Unterschiede zwischen der berechneten und der gemessenen Dosisverteilung werden dabei mit Hilfe des Gammaindex verglichen, quantifiziert und der Plan akzeptiert oder für klinisch nicht nutzbar befunden.

Der Gammaindex wurde von Low et al. [63] entwickelt, da eine reine Differenzbestimmung der Dosis beispielsweise in Regionen mit hohem Dosisgradienten wenig aussagekräftig ist, da in diesem Bereich große Dosisunterschiede entstehen können, die jedoch nur durch einen geringen räumlichen Fehler von wenigen Millimetern bedingt sind. Deshalb haben Low et al. sowohl die Dosisabweichung in Prozent, als auch die räumliche Abweichung in Millimetern mit einbezogen, um zu überprüfen, ob die gemessene Dosisverteilung zur berechneten Dosisverteilung passt, sodass auch die Distanz zwischen dem gemessenen Wert und dem nächsten Punkt in der berechneten Dosisverteilung, der den gemessenen Dosiswert hat, betrachtet wird. Die im TPS berechnete Dosisverteilung wird dabei in der Gammaberechnung als Referenz angenommen. Wenn sowohl die Dosis als auch der räumliche Abstand außerhalb der akzeptierten Toleranz liegen, die üblicher Weise im klinischen Ablauf 3% Dosisabweichung und 3 mm räumliche Abweichung beträgt, schlägt der Gammawert fehl. Die gemessene Dosisverteilung passt also nicht zur berechneten Dosisverteilung. Darstellen lässt sich diese Toleranzgrenze als Ellipsoid mit dem maximalen erlaubten Abstand und der maximalen Dosisabweichung als Grenze in Abbildung 2.23.

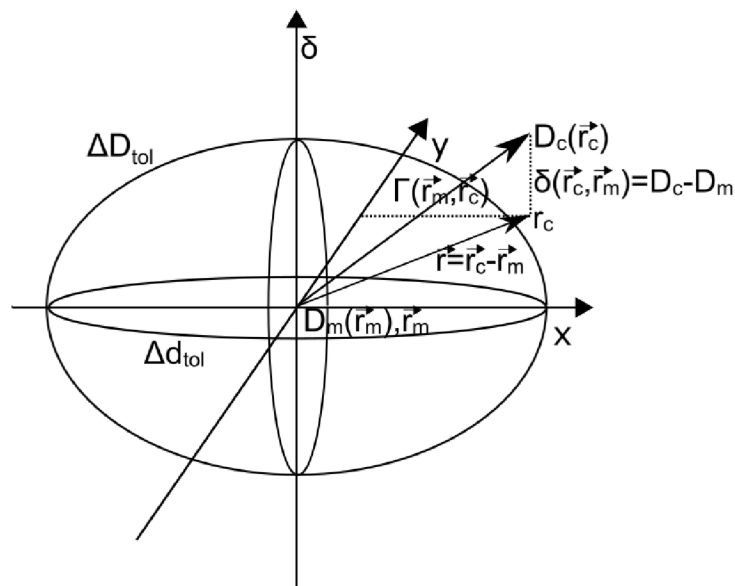


Abbildung 2.23: Graphische Darstellung der Toleranzgrenzen des Gammaindex als Ellipsoid mit Δd_{tol} als geometrischer Toleranzgrenze und ΔD_{tol} als dosimetrischer Toleranzgrenze.

Der Gammaindex detektiert einen zur berechneten Dosisverteilung passenden

Messpunkt, wenn die detektierte Abweichung des Messpunkts innerhalb des Ellipsoids liegt. Der Gammawert wird berechnet über [63, 64]

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}, \quad (2.10)$$

wobei

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_{\text{tol}}^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_{\text{tol}}^2}}, \quad (2.11)$$

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|, \quad (2.12)$$

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m). \quad (2.13)$$

Die Parameter stehen dabei für r_m als Position des einzelnen Messpunktes, r_c als räumliche Lage der berechneten Dosisverteilung relativ zum Messpunkt, Δd_{tol} als Toleranzkriterium für die Distanz der Isodosen, ΔD_{tol} als Toleranzkriterium für die Dosis, $D_c(r_c)$ als berechnete Dosis in r_c und $D_m(r_m)$ als gemessenen Dosis am Ort r_m . Ein so berechnetes $\gamma(r_m)$ von ≤ 1 steht für Messwerte, die die Toleranzwerte (standardmäßig 3 % dosimetrische und 3 mm geometrische Abweichung) erfüllen, Werte > 1 erfüllen dieses Kriterium nicht [63, 64]. Als klinisch akzeptabel betrachtet werden Bestrahlungspläne, für die bei mehr als 95 % der Pixel der Gammawert ≤ 1 ist. Sind weniger als 95 % der berechneten Gammawerte unter 1, wird der Plan als nicht zur im TPS berechneten Dosisverteilung passend betrachtet und der Plan muss neu berechnet oder der Fehler behoben werden. Auch für Gammaindexe, die zu 96 % oder 97 % passen, stellt sich die Frage, was dazu führt, dass diese keine bessere Übereinstimmung mit der im TPS berechneten Dosisverteilung liefern. Sichtbar sind die passenden und außerhalb der Toleranz liegenden berechneten Gammawerte beispielhaft für eine gemessene Dosisverteilung in Abbildung 2.24, wobei außerhalb der Toleranz liegende Gammawerte rot angezeigt sind.

Die Ursachen für solche Abweichungen der Gammaindexe wurden in dieser Arbeit evaluiert. Dabei wurde betrachtet, ob die Fehler, die zu einer Dosisverteilung führen, die klinisch nicht mehr akzeptabel ist, vorzeitig erkannt werden können, und so klinisch schlechter werdende Bestrahlungen für den Patienten verhindert werden können. Dazu wurden 20 Bestrahlungspläne, bei welchen in der klinischen Routine Gammaindexe von unter 97,5 % detektiert wurden, betrachtet und

die Ursachen für die unpassenden Gammaindexe ermittelt. Genutzt wurde für die Messung der Dosisverteilungen und die anschließende Bestimmung der Gammaindexe die Matrixx und die dazugehörige Software OmniPro-IMRT (iba Dosimetry, Schwarzenbruck, Deutschland), die eine eingebaute Funktion zur Berechnung der Gammaindexe hat. Die Matrixx hat dabei Abstände zwischen den einzelnen Messkammern von 7 mm, sodass ein unpassender Gammaindex auch durch eine zu geringe Auflösung dieses 2D-Detektors, welcher Gradienten und kleine Hoch- und Niedrigdosisbereiche nicht abbilden kann, verursacht werden kann. Diese Erklärung für zu schlechte Gammaindexe wurde im Folgenden jedoch vernachlässigt und die betreffenden Pläne aussortiert, da dies keinen Einfluss auf die Patientenbestrahlung hat und weder der Linac noch der Bestrahlungsplan für diese Messfehler verantwortlich sind.

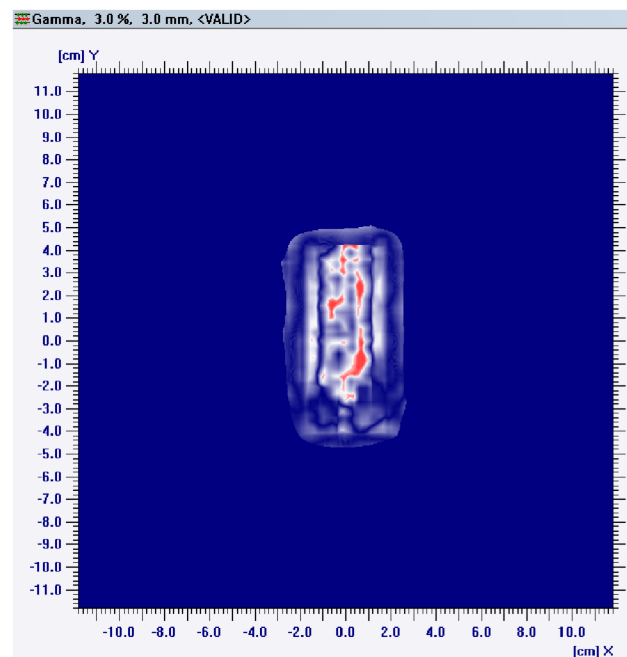


Abbildung 2.24: Beispielhafte Darstellung eines VMAT-Patientenplans mit passenden und unpassenden (rot) Gammaindexen.

Zur Evaluierung der Ursachen für einen unpassenden Gammaindex wurden die Pläne gruppiert in Pläne mit unpassenden Gammawerten in Richtung Fußende, Pläne mit einer mittigen senkrechten Verteilung an unpassenden Gammawerten, Pläne mit Abweichungen im nicht-zentrischen Bereich und Pläne mit willkürlichen

im Plan verteilten kleinen Abweichungen. Für diese Szenarien wurden einzeln Lösungsansätze evaluiert. Zum einen wurden alle Pläne mit einem neu erstellten Kopfmodell des TPS, den 'goldenen Strahldaten', neu berechnet ohne dabei die Lamellenposition oder Dosisrate zu verändern. Dieses veränderte Kopfmodell soll besser zum Linac passen und beispielsweise die Position der Lamellen oder die Transmission durch die Lamellen, zwischen benachbarten Lamellen oder an den Lamellenenden besser modellieren [65] als das aktuell für die Bestrahlungsplanung angewendete Kopfmodell des Linacs. Für diese neu berechnete Dosisverteilung wurde erneut evaluiert, wie viel Prozent der Gammawerte mit einer Toleranz von 3% und 3 mm eine Abweichung zeigen. Die Pläne, für welche mit dem neuen Kopfmodell keine auffällige Abweichung der Gammaindexe mehr vorlag, wurden für die darauf folgenden Tests nicht berücksichtigt. Die anderen Pläne, die noch weniger als 97,5% passende Gammaindexe zeigten, wurden an beiden Versa HD Zwillings-Linacs Linac 1 und Linac 2 jeweils mit 0° Kollimatorwinkel und 90° Kollimatorwinkel abgestrahlt, um zu überprüfen, ob die Lamellen, die Dosisrate oder das Dosisquerprofil einen Einfluss auf die gemessene Dosisverteilung haben. Wenn die Lamellen inkorrekt fahren oder die Dosisrate nicht stimmt, würde bei 90° Kollimatorrotation ein genau um 90° gedrehter Plan gemessen werden. Wenn das Dosisquerprofil beispielsweise in Inline-Richtung Abweichungen aufweist, entspricht durch die Kollimatorrotation dann das Crossline-Profil der ursprünglichen Inline-Richtung des Bestrahlungsplans und die gemessene Dosisverteilung müsste einen Unterschied aufweisen im Vergleich zu 0° Kollimatorwinkel. Um Fehler des Profils auch unabhängig vom Bestrahlungsplan detektieren zu können, wurde außerdem die Toleranz im 2D-Detektor für die 14-tägige QS angepasst, um Profiländerungen schneller festzustellen.

Nach der Evaluierung der Fehler, die zu unpassenden Gammaindexen führen, wurde überprüft, ob ein QS-Ablauf zur Detektion dieser Fehler erstellt werden kann. Dieser sollte regelmäßig durchgeführt werden können, um diese Probleme rechtzeitig zu beheben, bevor Pläne klinisch nicht mehr akzeptabel abgestrahlt werden können.

2.3.4 Qualitätssicherung der Log-Dateien

Da Log-Dateien, welche der Linac während der Bestrahlung selbstständig erstellt, für die in den vorherigen Kapiteln aufgeführten QS-Maßnahmen genutzt wurden, muss sichergestellt sein, dass die Werte, welche der Linac in die Log-Dateien schreibt, korrekt sind. Genutzt werden können die Log-Dateien beispielsweise für die routinemäßige QS der Linacs oder für die Evaluierung der Sicherheitsunterbrechung bei auftretenden Abweichungen, welche beispielsweise in Zusammenhang mit der Tragarmdrehung oder der Dosisrate stehen, und für die Analyse der Lamellenpositionen bei zu großen Abweichungen der Gammaindexe [60, 61]. Deshalb müssen auch die Log-Dateien selbst qualitätsgesichert werden. Dies beinhaltet die Überprüfung, ob die Tragarm- und Kollimatorwinkel korrekt aufgenommen werden, die Lamellen- und Blendenpositionen an den von den Log-Dateien angegebenen Orten stehen, die Dosis und Dosisrate korrekt sind und die Zeit richtig gemessen wird. Da diese QS regelmäßig durchgeführt werden sollte, muss sie außerdem einfach und schnell durchzuführen sein.

Ein Ablauf der QS der Log-Dateien wurde deshalb in dieser Arbeit entwickelt. Dabei wurde die Dosis anhand eines abgestrahlten offenen Feldes während der 14-tägigen QS, welches standardmäßig mit dem 2D-Detektor gemessen wird, überprüft, indem die dabei abgestrahlten 200 MU auch in den Log-Dateien abgelesen wurden. Während dieses offenen Feldes wurde zusätzlich die Dosisrate bei der Hälfte der abgestrahlten MU manuell notiert und mit der Dosisrate in den Log-Dateien verglichen. Für die Lamellen- und Blendenpositionen wurde ein Feld mit versetzten Lamellenpositionen erstellt und auf den EPID gestrahlt, als DICOM Bild exportiert und aus dem MV-Bild die jeweilige Lamellen- und Blendenposition mittels eines selbst geschriebenen Matlabskriptes bestimmt. Solch ein DICOM Bild ist in Abbildung 2.25 gezeigt. Gleichzeitig wurde die Log-Datei in dieses Matlabskript eingelesen und die Differenz der im MV-Bild detektierten Lamellen- und Blendenposition zur Position in der Log-Datei ausgegeben. Für die Überprüfung der korrekten Tragarm- und Kollimatorwinkel in der Log-Datei wurde der Test der maschinenbezogenen QS, welcher nach DIN 6875-4 [8] unter Punkt 13.1 als Überprüfung der Genauigkeit der Winkelskalen für Tragarm und Kollimator vorgegeben ist, erweitert. Mit dieser Erweiterung wurde der mit der Wasser-

2 Materialien und Methoden

waage gemessene Winkel von Tragarm und Kollimator nicht nur mit der Anzeige am Linac, sondern durch ein kurzes Abstrahlen eines offenen Feldes in der jeweiligen gemessenen Position auch mit den Werten der Log-Dateien verglichen und die Übereinstimmung überprüft. Dies wurde jeweils bei den Tragarm- und Kollimatorwinkeln 90° und 270° durchgeführt. Zur Messung der Zeit wurden für die vorausschauende Instandhaltung und die normale QS monatlich die Tragarmgeschwindigkeit und Lamellengeschwindigkeit aufgenommen. Werden sowohl alle Lamellen als auch der Tragarm gleichmäßig schneller oder langsamer, ist dies wahrscheinlich auf einen Fehler in der Zeitangabe der Log-Datei zurückzuführen. Ändert sich beispielsweise nur eine Lamellengeschwindigkeit und die Tragarmgeschwindigkeit bleibt konstant, hat keine Änderung an der Zeitmessung der Log-Dateien stattgefunden, sondern der Motor der Lamellenbank ist defekt. Solch ein QS-Prozedere, dass die Überprüfung der Log-Dateien ermöglicht, sodass eine Nutzung dieser für andere QS-Maßnahmen möglich ist, wurde in dieser Arbeit entwickelt und an beiden Versa HD Linacs je 5 mal durchgeführt.



Abbildung 2.25: EPID-Bild zur Detektion der Lamellen- und Blendenposition.

3 Ergebnisse

3.1 Entwicklung einer Datenbank zur Qualitätssicherung

Um die Ergebnisse der QS-Tests in einem Verlauf sehen und daraus Rückschlüsse für eine vorausschauende Instandhaltung ziehen zu können, wurden die Ergebnisse strukturiert in die Formulare der Access-Datenbank eingetragen. Über die zweite Zeile der Navigationsleiste wurden dann die dazugehörigen Berichte ausgewählt und die Ergebnisse und der Verlauf über die einzelnen Messungen hinweg angesehen. Solch ein Bericht einer jährlichen QS zu asymmetrischen Feldanschlüssen, welche die zueinander passenden Lamellen- und Blendenpositionen bei aneinander gesetzten Felder überprüft, mit farbigen Markierungen von grenzwertigen (orange) oder nicht mehr innerhalb der Toleranz zur Referenz passenden Messwerte (rot), ist in Abbildung 3.1 gezeigt.

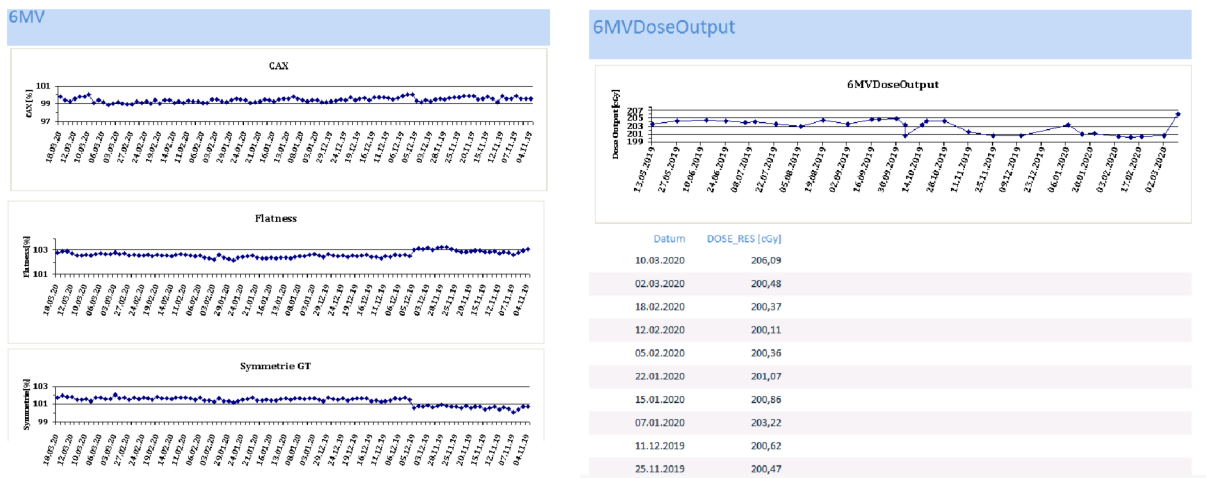
12M3 Asymmetrischer Feldanschluss														
Datum	Mittelpunkt der test6MV	Mittelwert der	Abweichung [%]								Mittelwert der	Mittelpunkte	Benutzer	
			x1 x1	x2 x1	y1 x1	y2 x1	x2 x2	y1 x2	y2 x2	y1 y1				
24/06/2020	9467	9467	10,61	6,49	-14,93	-9,52	3,95	-11,09	10,85	-16,84	-2,11	4,91	9467	Pa/Su

Abbildung 3.1: Bericht der jährlichen QS zu asymmetrischen Feldanschlüssen in der Datenbank mit Anzeige grenzwertiger (orange) und unpassender (rot) Ergebnisse.

Beispielhafte Berichte mit dem Verlauf der durch Messgeräte wie den Quickcheck täglich oder den Startrack 14-tägig aufgenommenen Ergebnisse sind in Abbildung 3.2 dargestellt, wobei Abbildung 3.2a die graphische Darstellung der Quickcheck-Ergebnisse zeigt. Es ist beispielsweise zu erkennen, dass bei diesem Linac die Symmetrie in Kopf-Fuß-Richtung im Dezember 2019 um circa 1,5 % stieg, der Strahl also auf Grund einer Änderung am Linac etwas weiter von der optimalen

3 Ergebnisse

Symmetrie, welche bei 100 % liegt, abwich, danach aber konstant blieb. Auch die Startrackdaten, wie beispielsweise der Verlauf der Dosis, können in Abbildung 3.2b sowohl grafisch als auch anhand von Werten betrachtet werden. In dieser Abbildung ist beispielsweise festzustellen, dass die Dosiswerte im Sommer 2019 konstant waren, dann jedoch eine Änderung der Absolutdosimetrie auftrat und im Winter 2019 und Frühjahr 2020 eine um 3,5 cGy niedrigere gemessene Dosis vorlag. So wurde anhand des Verlaufs der Messwerte aus den Berichten der Datenbank auf einen Blick festgestellt, wie sich die Ergebnisse des Linacs im Laufe der Zeit verändert haben. Zusätzlich wurde durch die farbigen Unterlegungen darauf hingewiesen, wenn Parameter des Linacs neu eingestellt werden mussten, da die Toleranzen überschritten waren und sie somit nicht mehr zur Referenz passten. So wird die Arbeit des MPE durch diese Datenbank vereinfacht, da dieser durch den jeweiligen Bericht des QS-Tests erkennt, wie der Linac sich vorher verhalten hat, was sich verändert hat und wieder verändert werden muss, um den Linac präziser einzustellen.



(a) Überblick der Ergebnisse der Quickcheck-Messungen.

(b) Überblick der Ergebnisse von Startrackmessungen.

Abbildung 3.2: Beispielhafte Berichte von Quickcheck und Startrackmessungen in der QS-Datenbank.

Nicht nur die Ergebnisse der QS-Tests an den einzelnen Linacs sind von Interesse, sondern auch die Übereinstimmung von baugleichen Linacs, für welche nur ein Basisdatensatz genutzt wird. Falls diese nämlich auseinanderlaufen, führt dies dazu, dass mindestens einer der Linacs Abweichungen zum TPS aufweist und

deshalb die Dosisverteilung der Patientenbestrahlung schlechter zur berechneten und vom Arzt akzeptierten Dosisverteilung passt. Um dies zu vermeiden, wurden mit der QS-Datenbank die Messergebnisse der Zwillings-Linacs gemeinsam abgefragt und angezeigt. Wie in Abbildung 3.3 sichtbar konnte somit beispielsweise festgestellt werden, dass im Februar 2020 die Dosisausgabe vom Linac 1 2,5 cGy niedriger war als vom Linac 2, sodass sie im März 2020 wieder aufeinander angepasst wurden. So kann mit Hilfe der Datenbank festgestellt werden, was korrigiert werden muss, damit die beiden Linacs wieder möglichst gleiche Ergebnisse liefern.

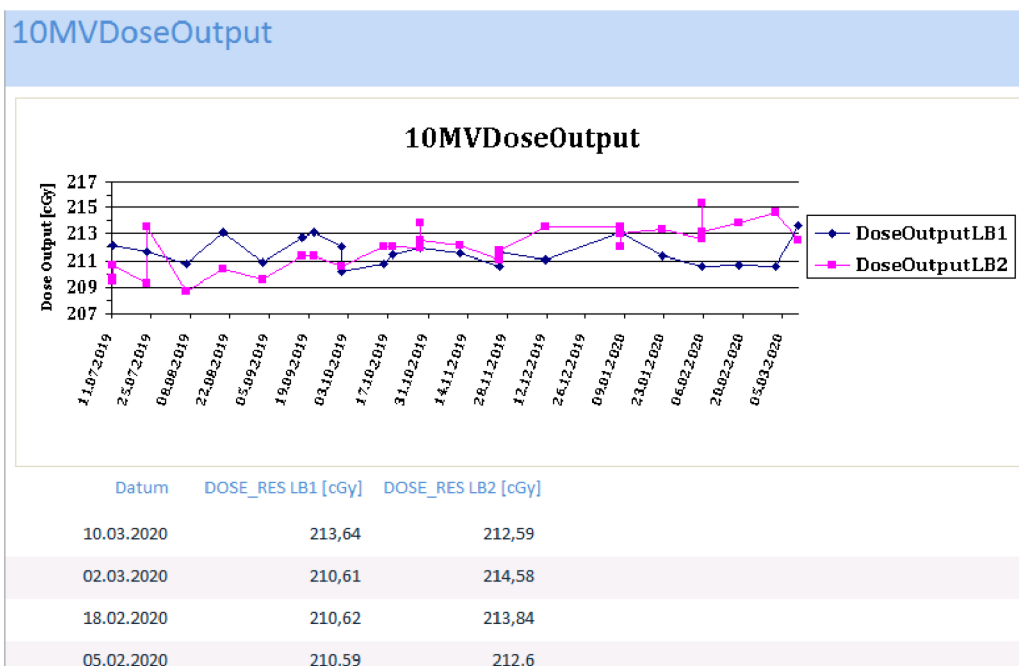


Abbildung 3.3: Vergleich der Dosismesswerte des Startracks beider Zwillings-Linacs.

3.2 Entwicklung eines Phantoms zur Qualitätssicherung

Um das UMM-Phantom klinisch nutzen und die Vorteile dieses Phantoms in Anspruch nehmen zu können, muss sichergestellt sein, dass es korrekte Ergebnis-

se liefert. Deshalb sollten die Ergebnisse des UMM-Phantoms vergleichbar zu den kommerziellen, standardmäßig im klinischen Ablauf der Strahlentherapie genutzten Phantomen sein. Um dies zu vergleichen, wurden die statistischen Tests, welche in Kapitel 2.2.9.10 beschrieben sind, genutzt, um die Ergebnisse der QS-Tests durchgeführt mit dem UMM-Phantom und den kommerziellen Phantomen zu vergleichen. Dies ist im Folgenden für die einzelnen QS-Tests ausgewertet.

3.2.1 CT-Laser Konstanzprüfung

Der Ablauf der Überprüfung des CT-Lasers funktionierte für das Wilke Phantom und das UMM-Phantom identisch. Auch bei dem in das Bild eingefügten Gitter, welches zur Identifikation genutzt wurde, ob der CT-Laser in Nullposition das Isozentrum des CT-Bildes anzeigt, war kein Unterschied erkennbar. Bei der Überprüfung der Phantomposition, nachdem der Laser und der Tisch sich zum in Pinnacle³ gesetzten Isozentrum bewegt haben, war festzustellen, dass die Varianzen der Abweichung der Phantomposition zum Laser und die Mittelwerte, welche in Tabelle 3.1 aufgeführt sind, nach dem Levene-Test und dem Mann-Whitney-U-Test keine statistisch signifikanten Unterschiede aufwiesen. Die Abweichungen des UMM-Phantoms lagen zwischen $-0,5$ mm und $1,5$ mm, die des Wilke Phantoms zwischen $0,25$ mm und $1,5$ mm. Dieser Test ist somit statt mit dem Wilke Phantom auch mit dem UMM-Phantom durchführbar.

Tabelle 3.1: Abweichungen der Phantomposition zum CT-Laser aufgenommen mit dem UMM-Phantom und Wilke Phantom.

	UMM-Phantom	Wilke Phantom
Kopf(+) Fuß(-) Verschiebung [mm]	$0,30 \pm 0,76$	$0,70 \pm 0,54$
Rechts(+) Links(-) Verschiebung [mm]	$0,45 \pm 0,11$	$0,50 \pm 0,35$
Hoch(+) Tief(-) Verschiebung [mm]	$0,25 \pm 0,56$	$0,55 \pm 0,27$

3.2.2 Konstanzprüfung des Oberflächenverfolgungssystems

Um das UMM-Phantom für die Oberflächenverfolgungs-QS nutzen zu können, wurde das Referenzbild des UMM-Phantoms als Patient in der Software der Ober-

flächenverfolgung integriert. Die Abweichungen, die von diesem Referenzbild bestimmt wurden, werden im Patientenmodus in Zentimetern mit einer Genauigkeit von zwei Nachkommastellen angegeben. Das HZ-023 Phantom ist im QS-Modus im System hinterlegt, sodass bei diesem Phantom die Abweichungen in Millimetern mit zwei Nachkommastellen angegeben werden. Damit die Ergebnisse vergleichbar sind, wurden die Ergebnisse des HZ-023 Phantoms auf die Genauigkeit des Patientenmodus gerundet. Dabei wurde mittels des Mann-Whitney-U-Tests statistisch kein Unterschied zwischen den Abweichungen in lateraler, longitudinaler und vertikaler Richtung und den detektierten Rotationen bei Messungen mit dem UMM-Phantom und dem HZ-023 Phantom festgestellt. Die gemessenen Abweichungen der Phantomposition zur Referenz sind in Tabelle 3.2 aufgeführt. Bei den Varianzen war zu beobachten, dass diese gemäß des Levene Test einen statistisch signifikanten Unterschied bei den Rotationsmessungen aufwiesen, wenn mit einem Phantom 5 Mal derselbe Wert gemessen wurde, das andere Phantom jedoch einzelne Messergebnisse mit einer Abweichung von $0,1^\circ$ zeigte.

Tabelle 3.2: Vergleich der Abweichungen der Position des UMM-Phantoms und des HZ-023 Phantoms zum Oberflächenverfolgungszentrum.

	UMM-Phantom	HZ-023 Phantom
Kopf(+) Fuß(-) Verschiebung [mm]	$-0,40 \pm 0,55$	$-0,46 \pm 0,23$
Rechts(+) Links(-) Verschiebung [mm]	$0,00 \pm 0,55$	$-0,36 \pm 0,36$
Hoch(+) Tief(-) Verschiebung [mm]	$0,00 \pm 0,61$	$0,27 \pm 0,15$
Rotation [$^\circ$]	$0,00 \pm 0,00$	$-0,01 \pm 0,01$

3.2.3 kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung

Der Vergleich beider Phantome beim kV-Zentrumstest ergab, dass die Tests der Isozentrumsüberprüfung in rechts-links- und hoch-tief-Richtung laut Mann-Whitney-U-Test keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Phantomen lieferten. In Kopf-Fuß-Richtung lagen die Ergebnisse des UMM-Phantoms bei zwei Linacs $0,25\text{ mm}$ - $0,3\text{ mm}$ näher an der Referenz, bei einem Linac jedoch $0,72\text{ mm}$ weiter davon entfernt. Die Werte sind aufgeführt in Tabelle 3.3.

Die Überprüfung der Tischbewegung ergab laut Mann-Whitney-U-Test vereinzelte Abweichungen. Der Linac 1 war in Kopf-Fuß-Richtung $0,5\text{ mm}$ und in rechts-links-

3 Ergebnisse

Tabelle 3.3: Vergleich der detektierten Abweichungen (Abw.) des kV-Zentrums zur Referenz vom UMM-Phantom und dem Quasar Phantom.

	Linac	Kopf(+) Fuß(-) Abw. [mm]	Rechts(+) Links(-) Abw. [mm]	Hoch(+) Tief(-) Abw. [mm]
UMM-Phantom	1	1,08±0,25	-0,02±0,30	0,96±0,18
	2	0,03±0,14	-0,10±0,41	0,17±0,76
	3	-0,06±0,13	-0,58±0,33	0,10±0,31
	Alle	0,38±0,50	0,38±0,25	0,62±0,36
Quasar Phantom	1	0,16±0,21	0,58±0,11	0,84±0,09
	2	-0,28±0,18	0,26±0,56	0,72±0,13
	3	-0,36±0,15	-0,48±0,26	-0,02±0,15
	Alle	0,48±0,26	0,25±0,19	0,52±0,35

Tabelle 3.4: Vergleich der Abweichung der Phantomposition zum Laser nach der Tischbewegung und der Registrierung mittels CBCT.

	Linac	Kopf(+) Fuß(-) Abw. [mm]	Rechts(+) Links(-) Abw. [mm]	Hoch(+) Tief(-) Abw. [mm]
UMM-Phantom	1	-0,60±0,22	-0,80±0,22	-0,85±0,22
	2	0,20±0,25	-0,10±0,27	-0,40±0,22
	3	0,10±0,22	0,60±0,27	-0,70±0,27
	Alle	0,32±0,31	0,54±0,32	0,65±0,30
Quasar Phantom	1	0,10±0,22	-0,10±0,22	-0,70±0,27
	2	-0,30±0,27	0,10±0,22	-0,30±0,27
	3	0,00±0,00	0,80±0,27	0,00±0,00
	Alle	0,13±0,23	0,33±0,41	0,33±0,35

Richtung 0,7 mm mit dem Quasarphantom näher am Laser als bei den Messungen mit dem UMM-Phantom. Beim Linac 3 war das Quasar Phantom in hoch-tief-Richtung 0,7 mm näher am Laser. Die Werte sind aufgeführt in Tabelle 3.4. Die Varianzen des Tischbewegungstests mit den beiden Phantomem wiesen keinen statistisch signifikanten Unterschied auf.

3.2.4 Winston-Lutz-Test

Die Positionierung des Phantoms im MV-Isozentrum wurde vor dem Winston-Lutz-Test durchgeführt. Die Isozentrumspositionierung führte mit Ausnahme der links-rechts-Richtung am Linac 3 zu keinem statistisch signifikanten Unterschied der Varianzen der Abweichung des UMM-Phantoms und des Ballbearingphantoms vom MV-Isozentrum.

Der Winston-Lutz-Test ergab die Radii, die benötigt wurden, um vom MV-Isozentrum aus die Strahlenfeldmittelpunkte bei Drehung von Kollimator, Tragarm oder Tisch mit einem Kreis oder einer Kugel zu umschließen und die Abstände des Kollimator-, Tragarm- und Tischzentrums zur Kugelposition, welche im optimalen MV-Isozentrum sein sollte. Sowohl die Radii als auch die Abstände ergaben keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Varianzen gemessen mit dem UMM-Phantom und dem Ballbearingphantom. Bei den Mittelwerten traten einzelne statistisch signifikante Unterschiede bei der Tragarmmessung am Linac 3 auf. Bis auf diese vereinzelt Ausnahmen wiesen alle in den Tabellen 3.5 und 3.6 angeführten Messwerte keinen Unterschied auf. Dabei reichten die Werte für den Radius um die Strahlenfeldmittelpunkte bei Kollimatorendrehung von 0,18 mm-0,66 mm, für den Tragarm von 0,62 mm-1,01 mm und für den Tisch von 1,08 mm-2,57 mm. Der Abstand zum jeweiligen Zentrum betrug 0,09 mm-0,31 mm für den Kollimator, 0,03 mm-0,25 mm für den Tragarm und 0,44 mm-0,72 mm für den Tisch.

3 Ergebnisse

Tabelle 3.5: Radius (r) der Isozentrumskugel zur Umschließung der Messwerte von Kollimator, Tragarm und Tisch aufgenommen mit dem UMM-Phantom und dem Ballbearingphantom.

	Linac	r Kollimator [mm]	r Tragarm [mm]	r Tisch [mm]
UMM-Phantom	1	0,493±0,063	0,823±0,035	1,209±0,084
	2	0,275±0,040	0,684±0,076	1,792±0,144
	3	0,448±0,033	0,736±0,019	1,672±0,503
	Alle	0,406±0,107	0,748±0,075	1,558±0,345
Ballbearing-phantom	1	0,533±0,120	0,896±0,073	1,203±0,139
	2	0,274±0,063	0,652±0,035	1,818±0,167
	3	0,461±0,076	0,665±0,031	1,505±0,068
	Alle	0,423±0,140	0,738±0,125	1,509±0,287

Tabelle 3.6: Abstand (d) des Isozentrums von Kollimator, Tragarm und Tisch zum MV-Isozentrum gemessen mit dem UMM-Phantom und dem Ballbearingphantom, welche direkt im MV-Isozentrum platziert sind.

	Linac	d Kollimator [mm]	d Tragarm [mm]	d Tisch [mm]
UMM-Phantom	1	0,238±0,017	0,193±0,048	0,673±0,021
	2	0,101±0,021	0,073±0,041	0,667±0,062
	3	0,227±0,025	0,162±0,018	0,481±0,052
	Alle	0,191±0,064	0,142±0,063	0,607±0,103
Ballbearing-phantom	1	0,247±0,054	0,195±0,042	0,628±0,056
	2	0,103±0,035	0,104±0,038	0,648±0,077
	3	0,185±0,046	0,206±0,032	0,488±0,028
	Alle	0,178±0,074	0,168±0,059	0,588±0,091

3.2.5 kV-MV Isozentrumsübereinstimmung

Bei der Auswertung des MV-Isozentrums wurde für beide Phantome das in dieser Arbeit entwickelte Matlabskript genutzt. Die mit dessen Hilfe und der Registrierung des aufgenommenen CBCT-Bildes auf das Referenz-CT-Bild in der XVI Software detektierten Abweichungen zwischen kV- und MV-Zentrum sind für beide genutzten Phantome in Tabelle 3.7 aufgeführt.

Tabelle 3.7: Messwerte der Überprüfung der kV-MV Isozentrumsübereinstimmung.

	Linac	Kopf(+)	Rechts(+)	Hoch(+)
		Fuß(-) Abw. [mm]	Links(-) Abw. [mm]	Tief(-) Abw. [mm]
UMM-Phantom	1	0,69±0,37	-0,44±0,35	0,27±0,21
	2	0,01±0,09	-0,03±0,06	0,26±0,04
	3	0,93±0,18	-0,16±0,07	0,47±0,06
	Alle	0,56±0,44	0,22±0,26	0,33±0,15
Ballbearingphantom	1	0,67±0,15	-0,15±0,12	0,11±0,38
	2	-0,04±0,06	-0,09±0,01	0,43±0,24
	3	-0,23±0,48	0,04±0,19	0,10±0,31
	Alle	0,50±0,42	0,14±0,10	0,41±0,28

Es zeigte sich, dass die Varianzen beider Phantome genauso wie die Mittelwerte in links-rechts und hoch-tief-Richtung keinen statisch signifikanten Unterschied aufwiesen, in Kopf-Fuß-Richtung bei Linac 3 mit dem Ballbearingphantom eine 0,46 mm kleinere Differenz detektiert wurde.

3.2.6 CTDI-Messung

Bei der CTDI-Messung mit dem UMM-Phantom musste die Größe, die Form, das Material und die Streuung im Vergleich zum PMMA-Phantom durch Korrekturfaktoren mit einbezogen werden. Diese Faktoren wurden gemessen, indem direkt hintereinander Dosiswerte für die einzelnen Kammerpositionen für das UMM-Phantom und das je nach Aufnahmemodus genutzte Körper- oder Kopfphantom aus PMMA aufgenommen wurden. Die gemessenen Faktoren sind in Tabelle 3.8 für die üblicherweise genutzten Filter- und Kollimatorkombinationen aufgeführt,

3 Ergebnisse

um zur Berechnung des jeweiligen CTDIs bei Messung mit dem UMM-Phantom genutzt zu werden.

Tabelle 3.8: Umrechnungsfaktoren des UMM-Phantoms auf ein PMMA-Phantom für die CTDI-Messung.

Filterkombination	Zentral-kammer	90° Kammer	0° Kammer	270° Kammer	180° Kammer
S20 CCW/F0	0,92±0,02	1,00±0,01	1,08±0,01	0,95±0,01	0,88±0,01
S20 CW/F0	0,90±0,01	0,99±0,01	0,89±0,01	0,90±0,03	1,08±0,02
S10 CCW/F0	0,89±0,02	1,01±0,01	1,08±0,03	1,00±0,02	0,89±0,01
M20/F1	0,42±0,01	0,72±0,01	0,77±0,02	0,82±0,01	0,71±0,03
M15/F1	0,41±0,05	0,69±0,09	0,76±0,07	0,86±0,15	0,69±0,04
M10/F1	0,36±0,00	0,73±0,04	0,85±0,12	0,80±0,05	0,70±0,02
L20/F1	0,38±0,03	0,79±0,04	0,80±0,03	0,83±0,10	0,83±0,09

Um außerdem die Phantome vergleichen zu können, wurde zusätzlich für den M20/F1 und den S20/FO CCW Aufnahmemodus der Umrechnungsfaktor für die Dosismessungen nur am Linac 1 bestimmt und für die Messwerte von Linac 2 und Linac 3 die Ergebnisse mit Hilfe dieses Faktors ausgerechnet. Die errechneten Ergebnisse lieferten jeweils an einem Linac keinen statistisch signifikanten Unterschied der CTDI-Werte im Vergleich zur Messung mit den PMMA-Phantomen (siehe Tabelle 3.9). Die M20/F1 Voreinstellung zeigte am Linac 2 jedoch eine Abweichung von 2,9% zwischen der Messung mit dem UMM-Phantom und dem PMMA-Phantom. Der Linac 3 wies bei der S20/FO Voreinstellung eine Abweichung von 1,8% auf.

Tabelle 3.9: Vergleich der CTDI-Messungen des UMM-Phantoms und der PMMA Kopf- und Körperphantome.

	Filterkombination	Linac 2	Linac 3	Beide Linacs
UMM-Phantom	M20/F1	13,470±0,176	11,495±0,129	12,483±1,051
	S20/F0	0,664±0,003	0,595±0,002	0,630±0,037
PMMA-Phantom	M20/F1	13,090±0,246	11,448±0,123	12,269±0,885
	S20/F0	0,665±0,006	0,606±0,002	0,636±0,031

3.2.7 Übereinstimmung von Lichtfeld und Strahlenfeld

Die Ergebnisse der Differenzen der Feldgröße zwischen Licht- und Strahlenfeld bei der Messung mit dem UMM-Phantom und mit Startrack und Lineal sind in den folgenden Tabellen aufgeführt. Dabei war festzustellen, dass für das $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$, $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ und $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ Feld in Tabellen 3.10, 3.11 und 3.12 die Mittelwerte bis auf wenige Ausnahmen statistisch gleich waren. Beim $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ -Feld traten in Crossline-Richtung an zwei Linacs Abweichungen zwischen den Messmethoden von 0,54 mm bis 1,79 mm auf. Beim $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ -Feld war nur bei einem Linac eine Abweichung in Inline-Richtung von 0,17 mm festzustellen. Das $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ -Feld wies an einem Linac eine Abweichung von 0,90 mm in Inline-Richtung und an einem anderen Linac eine Abweichung von 0,50 mm in Crossline-Richtung auf. Das $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ -Feld zeigte in Crossline-Richtung keine Abweichungen, jedoch wich die Inline-Richtung bei allen Linacs zwischen 0,75 mm und 0,80 mm ab, wie in Tabelle 3.13 zu sehen.

Tabelle 3.10: Abweichungen zwischen Lichtfeld und Strahlenfeld bei $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ Feldgröße gemessen mit dem UMM-Phantom, Lineal und Startrack.

20 cm × 20 cm		Linac1	Linac2	Linac3	Alle Linacs
		Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]
UMM-Phantom	Inline	0,45±0,24	1,33±0,24	0,76±0,21	0,85±0,43
	Crossline	0,64±0,54	0,90±0,54	-0,41±0,12	0,38±0,72
Startrack/Lineal	Inline	0,70±0,07	0,88±0,11	1,52±0,08	1,03±0,37
	Crossline	0,10±0,07	0,42±0,04	1,38±0,04	0,63±0,57

Tabelle 3.11: Abweichungen zwischen Lichtfeld und Strahlenfeld bei $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ Feldgröße gemessen mit dem UMM-Phantom, Lineal und Startrack.

10 cm × 20 cm		Linac1	Linac2	Linac3	Alle Linacs
		Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]
UMM-Phantom	Inline	-0,30±1,24	0,69±0,12	1,11±2,10	0,50±1,44
	Crossline	-0,70±2,95	0,25±0,59	2,25±2,73	0,60±2,52
Startrack/Lineal	Inline	0,26±0,09	0,86±0,05	1,50±0,00	0,87±0,52
	Crossline	-0,10±0,00	0,26±0,05	0,30±0,00	0,15±0,19

3 Ergebnisse

Tabelle 3.12: Abweichungen zwischen Lichtfeld und Strahlenfeld bei 5 cm × 5 cm Feldgröße gemessen mit dem UMM-Phantom, Lineal und Startrack.

5 cm × 5 cm		Linac1	Linac2	Linac3	Alle Linacs
		Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]
UMM-Phantom	Inline	-0,10±0,99	0,30±0,24	1,15±2,59	0,45±1,58
	Crossline	0,36±0,30	-0,09±0,52	-0,39±1,15	-0,04±0,76
Startrack/Lineal	Inline	-0,04±0,11	1,20±0,12	-0,04±0,00	0,25±0,72
	Crossline	-0,14±0,05	0,08±0,04	-0,22±0,04	-0,09±1,39

Tabelle 3.13: Abweichungen zwischen Lichtfeld und Strahlenfeld bei 3 cm × 3 cm Feldgröße gemessen mit dem UMM-Phantom, Lineal und Startrack.

3 cm × 3 cm		Linac1	Linac2	Linac3	Alle Linacs
		Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]	Abw. [mm]
UMM-Phantom	Inline	1,06±0,27	0,24±0,31	0,15±0,25	0,48±0,50
	Crossline	-0,30±0,39	0,15±0,43	-1,11±1,84	-0,42±1,16
Startrack/Lineal	Inline	0,28±0,13	1,04±0,15	-0,60±0,00	0,24±0,70
	Crossline	-0,10±0,00	0,02±0,04	-0,12±0,04	-0,07±0,07

3.2.8 Dosimetrischer und geometrischer Ende-zu-Ende Test

Zu dem dosimetrischen Ende-zu-Ende Test gehören die HU zu ED Konstanzprüfung im Bestrahlungsplanungssystem, die Erstellung des Bestrahlungsplans und die Messung der Dosis im Zielvolumen dieses Plans. Die Überprüfung der HU zu ED Konstanz ist in der DIN 6873-5 [14] vorgegeben. Das UMM-Phantom beinhaltet für den Ende-zu-Ende Test verschiedene Materialien für welche diese Konstanz überprüft wurde, nämlich lungenäquivalentes Gewebe, knochenäquivalentes Gewebe, wasseräquivalentes Gewebe, gesintertes PA12 und PA12 Puder. Die aus den aufgenommenen CT-Bildern gemittelten Werte der HU und ED dieser Materialien sind in Tabelle 3.14 aufgeführt und wurden als Referenzwerte für die folgenden Konstanzprüfungen genutzt. Ein Vergleich mit dem IMRT Thorax Phantom wurde nicht durchgeführt, da das UMM-Phantom die gewebeäquivalenten Materialien des IMRT Thorax Phantoms nutzte.

Bei der Messung der Dosis im Zielvolumen mit dem UMM-Phantom war festzustellen, dass die gemessene Dosis von der im Bestrahlungsplan kalkulierten Dosis um 0,33 % bis 3,43 % mit einem Mittelwert der Dosisabweichung zum TPS von

Tabelle 3.14: Referenzwerte für die Konstanzprüfung der HU und ED.

Material	HU	ED
lungenäquivalentes Gewebe	-784,2±19,1	0,231±0,019
knochenäquivalentes Gewebe	822,4±2,2	1,487±0,001
wasseräquivalentes Gewebe	-26,8±0,4	0,982±0,001
Gesintertes PA12	-70,0±1,2	0,939±0,001
PA12 Puder	-579,2±1,6	0,434±0,001

(1,82 ± 1,03) % abwich. Die Abweichung der Dosismessung zum TPS gemessen im UMM-Phantom und zum Vergleich im IMRT Thorax Phantom sind in Tabelle 3.15 aufgeführt. Unter Nutzung des Mann-Whitney-U-Tests war kein signifikanter Unterschied zwischen den Messungen beider Phantome festzustellen. Sowohl die HU zu ED Konstanzprüfung als auch die Dosismessung für einen Ende-zu-Ende-Test sind auf Grund dieser Auswertungen mit dem UMM-Phantom durchführbar.

Tabelle 3.15: Dosisabweichungen zum TPS gemessen mit dem UMM-Phantom und dem IMRT Thorax Phantom, welche mit dem CBCT positioniert wurden.

Linac	Abweichung gemessen mit dem UMM-Phantom [%]	Abweichung gemessen mit dem IMRT Thorax Phantom [%]
1	2,10±1,27	2,32±0,32
2	1,03±0,94	1,46±0,33
3	2,32±0,49	2,49±0,27

Für den geometrischen Ende-zu-Ende Test sind in Tabelle 3.16 die Radien aufgeführt, die ausgehend von der Position des Phantoms, welches mit dem CBCT positioniert wurde, benötigt wurden, um alle Messpunkte des Kollimator-, Tragarm- und Tischzentrums mit einzuschließen. Dieselben Daten für die Positionierung durch das Oberflächenverfolgungssystem, welches nur der Linac 2 besitzt, sind in Tabelle 3.17 aufgeführt. Aus diesen Ergebnissen ließen sich die gesamten Isozentrumsabweichungen ablesen. Dabei wurde zwischen Behandlungen mit und ohne Tischdrehung unterschieden, da die meisten Patientenbestrahlungen ohne Tischdrehung stattfinden und diese dann keinen Einfluss auf die gesamte Isozentrumsabweichung hat. Der Linac 1 hatte somit eine Gesamtisozentrumsabweichung bei Positionierung des Phantoms mit dem CBCT von (1,74 ± 0,54) mm

3 Ergebnisse

ohne Tischdrehung und $(2,26 \pm 0,63)$ mm mit Tischdrehung. Der Linac 2 hatte eine kleinere Zentrumsabweichung der Systeme, die zu einer gesamten Abweichung während der Behandlung von $(0,86 \pm 0,08)$ mm ohne Tischdrehung und $(1,75 \pm 0,12)$ mm mit Tischdrehung bei Positionierung mit dem CBCT führte. Bei Positionierung mit der Oberflächenmitverfolgung war das Isozentrum des Catalyst Systems 0,1 mm weiter vom MV-Isozentrum entfernt, jedoch 0,25 mm näher am Tischzentrum gelegen, weshalb es zu Gesamtisozentren von $(0,97 \pm 0,04)$ mm ohne Tischdrehung und $1,50 \pm 0,07$ mm mit Tischdrehung kam. Der Linac 3 hatte eine Gesamtisozentrumsabweichung von $(1,95 \pm 0,13)$ mm ohne Tischdrehung und $(2,13 \pm 0,11)$ mm mit Tischdrehung und war somit auch ohne Tischdrehung nah an der Grenze für IMRT-Behandlungen von 2 mm [17]. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Messungen mit dem UMM-Phantom und den Messungen mit dem Ballbearingphantom, die auch in Tabelle 3.16 aufgeführt sind, war einzig beim Tragarmzentrum beim Linac 3 festzustellen. Alle anderen Messungen wiesen keinen Unterschied auf.

Tabelle 3.16: Radius ausgehend von der Phantomposition bei Platzierung mit dem CBCT, welcher benötigt wurde, um alle Messpunkt des Strahlenfeldzentrums mit einzuschließen.

		Linac 1	Linac 2	Linac 3	Alle Linacs
		r [mm]	r [mm]	r [mm]	r [mm]
UMM-Phantom	Kollimator	$1,74 \pm 0,54$	$0,73 \pm 0,08$	$1,35 \pm 0,19$	$1,27 \pm 0,57$
	Tragarm	$1,65 \pm 0,34$	$0,86 \pm 0,08$	$1,95 \pm 0,13$	$1,56 \pm 0,52$
	Tisch	$2,26 \pm 0,63$	$1,75 \pm 0,12$	$2,13 \pm 0,11$	$1,82 \pm 0,53$
Ballbearing-Phantom	Kollimator	$1,42 \pm 0,59$	$0,82 \pm 0,23$	$1,14 \pm 0,47$	$1,18 \pm 0,52$
	Tragarm	$1,88 \pm 0,57$	$0,75 \pm 0,10$	$1,44 \pm 0,30$	$1,4 \pm 0,58$
	Tisch	$1,67 \pm 0,80$	$1,40 \pm 0,40$	$2,15 \pm 0,66$	$1,74 \pm 0,79$

Tabelle 3.17: Radius ausgehend von der Phantomposition bei Platzierung mit der Oberflächenverfolgung, welcher benötigt wurde, um alle Messpunkt des Strahlenfeldzentrums mit einzuschließen.

	Linac 2 r [mm]
Kollimator	$0,45 \pm 0,09$
Tragarm	$0,97 \pm 0,04$
Tisch	$1,50 \pm 0,07$

Anhand dieser Tabellen und der Gesamtisozentrenabweichung war zu erkennen,

dass die Einzeltest aus Tabelle 3.5 zur adäquaten QS des Strahlungscentrums nicht ausreichen. Der einzeln durchgeführte Winston-Lutz-Test sagte beispielsweise aus, dass ohne Tischdrehung alle Linacs unter einer Toleranz von 1 mm Abweichung blieben und somit SBRT geeignet waren und mit Tischdrehung alle Linacs zumindest die Toleranz von 2 mm für IMRT-Behandlungen erfüllten [17]. Die Durchführung des geometrische Ende-zu-Ende Test führte hingegen dazu, dass das Phantom wie ein realer Patient mit Hilfe des CBCT oder der Oberflächenverfolgung positioniert wurde. Die mit Hilfe des Winston-Lutz-Tests bestimmten Abweichung des Strahlungscentrums von dieser Position zeigten, dass mit der Positionierung mit dem CBCT oder der Oberflächenverfolgung nur noch der Linac 2 die Toleranz für SBRT Behandlungen ohne Tischdrehung und für IMRT-Behandlungen mit Tischdrehung erreichte. Die anderen Linacs hingegen sollten ohne Tischdrehung nur für IMRT-Behandlungen, mit Tischdrehung auch nicht für IMRT-Behandlungen genutzt werden.

3.2.9 Einstellung der Positionierungs- und Bestrahlungscentren mit dem UMM-Phantom

Zusätzlich zu den in Kapitel 3.2.8 aufgeführten Vorteilen des UMM-Phantoms im Rahmen der routinemäßigen QS-Tests, kann das UMM-Phantom die Genauigkeit während der QS erhöhen. Dazu wurde das Phantom einmalig mit dem MV-Isozentrum im nicht zentrischen Marker positioniert und in dieser Position wurde für alle die Geometrie während der Bestrahlung betreffenden Komponenten deren Zentrum bestimmt, um die Abweichungen der einzelnen Systemcentren zum MV-Isozentrum zu bestimmen und diese Zentren mit Hilfe der ermittelten Abweichung optimal auf das MV-Isozentrum einstellen zu können. Dazu wurden in Tabelle 3.18 die Ergebnisse der Abweichungen der einzelnen Systemcentren zum im MV-Isozentrum platzierten UMM-Phantom aufgeführt. Diese Ergebnisse zeigten die Vektoren an, um welche die Systemcentren verschoben werden müssen, um mit dem MV-Isozentrum übereinzustimmen. Da das Tragarm-Isozentrum mit dem MV-Isozentrum übereinstimmt, wurde dieses in der Tabelle nicht aufgeführt. Zusätzlich wurde der Mittelwert der absoluten Abweichungen aller Linacs betrachtet, um festzustellen, wie gut die Systemcentren in der Abteilung eingestellt sind.

Tabelle 3.18: Bestimmung der Abweichung der Systemzentren vom auf das MV-Isocentrum positionierten UMM-Phantom in den Richtungen Kopf(+) Fuß(-) (KF), Rechts(+) Links(-)(RL) und Hoch(+) Tief(-)(HR).

Test	Linac 1			Linac 2			Linac 3			Alle Linacs		
	KF[mm]	RL [mm]	HR [mm]	KF[mm]	RL [mm]	HR [mm]	KF[mm]	RL [mm]	HR [mm]	KF[mm]	RL [mm]	HR [mm]
CT-Laser-Test	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,30 ±0,76	0,45 ±0,11	0,25 ±0,56
Catalyst-Test	-	-	-	-0,38 ±0,55	-0,15 ±0,50	-0,77 ±0,61	-	-	-	0,38 ±0,55	0,15 ±0,50	0,77 ±0,61
KV-Zentrumstest	0,90 ±0,25	0,10 ±0,30	0,10 ±0,18	0,02 ±0,14	0,05 ±0,41	-0,60 ±0,76	-0,04 ±0,13	-1,30 ±0,33	0,09 ±0,31	0,33 ±0,41	0,58 ±0,54	0,36 ±0,47
WL-Test Koll.	-0,03 ±0,15	-0,06 ±0,16	-	0,13 ±0,06	0,01 ±0,04	-	-0,05 ±0,09	0,13 ±0,03	-	0,10 ±0,09	0,10 ±0,08	-
WL-Test Tisch	0,55 ±0,17	0,35 ±0,21	-	0,52 ±0,04	0,19 ±0,06	-	0,50 ±0,06	-0,15 ±0,19	-	0,52 ±0,10	0,25 ±0,14	-

3.3 Proaktive Instandhaltung des Linearbeschleunigers

Selbst mit einer mit dem UMM-Phantom durchgeführten und alle Vorgaben der DIN beachtenden QS kann es zu Fehlern während der Bestrahlung kommen. Diese können zum einen die Sicherheitsverriegelung des Linacs auslösen, zum anderen zu schlechteren Gammaindexen und somit zu schlechter zum TPS passenden abgestrahlten Dosisverteilungen führen. Beides beeinträchtigt die Qualität der Patientenbestrahlung. Deshalb wurden in diesem Kapitel zuerst die Ursachen für das Auftreten einer Sicherheitsverriegelung und im Anschluss die Ursachen für nicht mehr zum TPS passende Dosisverteilungen betrachtet und Möglichkeiten für eine frühzeitige Detektion dieser Fehler im Rahmen einer vorausschauenden Instandhaltung angeführt.

3.3.1 Sicherheitsunterbrechungen während der Bestrahlung

Löst auf Grund eines Fehlers während der Bestrahlung die Sicherheitsverriegelung des Linacs aus, kommt es zu einem Abbruch der Bestrahlung. Diese Fehler sollen möglichst vermieden werden, um die Bestrahlung für den Patienten angenehmer zu gestalten und Abweichungen von der bestrahlten zur berechneten Dosisverteilung zu vermeiden. Die Gründe für das Auftreten der Fehler und deren mögliche Behebung und Vermeidung mittels vorausschauender Instandhaltung durch zusätzlich abzustrahlende Felder oder das Intellimaxsystem sind im Folgenden beschrieben.

3.3.1.1 Dosisraten Monitor

Dieser Fehler trat bei Plänen mit Photonenstrahlung ohne Ausgleichsfilter mit der Energie 10 MeV auf, wenn der Linac eine Dosisrate kleiner als 30 MU/min nutzte. Laut Anleitung des Linacs [59] ergeben sich die verfügbaren Dosisleistungen aus der maximalen Dosisleistung, welche durch Zweierpotenzen bis maximal 64 geteilt werden kann. Mit einer maximalen Dosisleistung von ungefähr 2600 MU/min

bei einer Energie von 10 MeV ohne Ausgleichsfilter kann somit die minimale Dosisleistung nur bei $\frac{2600 \text{ MU/min}}{64} = 40,625 \text{ MU/min}$ mit einer Toleranz von 10 MU/min liegen [59]. Technisch gesehen tritt der Fehler einer zu geringen Dosisrate dann auf, wenn die durch das Thyatron erzeugte Frequenz der Gleichspannungspulse zu gering ist. Das Thyatron arbeitet als Schalter, welcher zur Entladung des pulsformenden Netzwerks und somit zu Gleichspannungspulsen für das Magnetron führt [66]. Wenn diese Frequenz sehr gering ist, ist die Beschleunigungsspannung am Magnetron, welches die Elektronen mit einer Hochfrequenz beschleunigen soll [67], nicht mehr gleichmäßig. Dadurch kann keine stabile, gleichmäßige Wanderwelle in den Wellenleiter übertragen werden, sodass in diesem die Elektronen nicht passend beschleunigt werden. Ist dies der Fall, erkennt der Linac, dass die Dosisrate für einen stabilen Betrieb der Wanderwelle zu gering ist, und erzeugt einen Dosisratenfehler. Bei 4 Plänen, die einen Dosisraten Monitor Fehler hervorbrachten, war festzustellen, dass Dosisraten von niedriger als $23 \frac{\text{MU}}{\text{min}}$ auftraten. Diese Dosisraten lagen unter der minimal vom Linac möglichen Dosisrate. Deshalb detektierte der Linac Abweichungen in der Dosisrate und rief die Sicherheitsunterbrechung hervor. Die Fehler dieser 4 Pläne traten jedoch nur mit einer Tragarmwinkeltoleranz von 1° auf und ließen sich mit einer Toleranz des Tragarmwinkels von 2° vermeiden, da mit dieser Toleranz die Modulationsmöglichkeit durch die Tragarmgeschwindigkeit ausreichend groß war. Alternativ trat dieser Fehler auf, wenn der Gun-Strom auf Grund einer defekten Gun sich stark verändert hatte und so eine veränderte Dosisrate vorlag. Dies ließ sich jedoch durch die in Kapitel 3.3.1.5 vorgestellte Methode zur Überwachung des Gun-Stroms vermeiden.

3.3.1.2 Außerhalb der Toleranz (Linac)

Der 'Außerhalb der Toleranz' Fehler trat auf, wenn die am Kontrollpunkt erwartete Dosis vollständig abgestrahlt war, bevor der dazugehörige Winkel erreicht war. Mit einer empfohlenen Toleranz von 2° trat dieser Fehler nicht auf. Wurde die Toleranz auf 1° gesetzt, ließ sich dieser Fehler bei 8 der betrachteten 18 Pläne insgesamt 9 Mal hervorrufen. Dabei war die Dosis jeweils schon 1° vor dem zum Kontrollpunkt gehörenden Winkel vollständig abgestrahlt. Dass die Dosis zu früh abge-

strahlt war und somit der Winkel des Kontrollpunktes nicht mehr erreicht wurde, lag an der Modulation der Bestrahlungspläne. Häufig trat dieser Fehler während der Wende des Tragarms auf. Hier spielten insbesondere die Kontrollpunkte kurz vor dem letzten Kontrollpunkt eine Rolle. Durch die Wahl der Kontrollpunkte nutzte der Linac bis zwischen 170° und 176° bei einer Wende bei 180° eine maximale Dosisleistung von über $500 \text{ MU}/\text{min}$ bei Plänen mit Ausgleichsfilter, da eine hohe Rate von Monitoreinheiten pro Grad von $1,7 \text{ MU}/^\circ$ bis $5,3 \text{ MU}/^\circ$ verlangt wurde. Zwischen den letzten Kontrollpunkten wurde dann aber eine um mindestens 70% kleinere Rate der $\text{MU}/^\circ$ verlangt. Deshalb musste der Linac kurz vor der Wende die Dosisleistung um mindestens diese 70% absenken. Zusätzlich bremste der Linac zwischen den letzten Kontrollpunkten vor der Wende den Tragarm ab, sodass durch diese Bremsung die Dosisleistung noch zusätzlich reduziert werden musste, um die entsprechenden $\text{MU}/^\circ$, welche durch die Kontrollpunkte vorgegeben waren, zu erreichen. Der Linac konnte also so kurz vor der Wende die Tragarmdrehung nicht beschleunigen, um das Erreichen der nun geringeren benötigten $\text{MU}/^\circ$ zu unterstützen. Diese starke und plötzliche Reduzierung der Dosisleistung war deshalb nicht möglich, sodass die Dosis zu früh abgestrahlt war und der Linac vor der Wende bei 180° stoppte, da alle Monitoreinheiten abgestrahlt waren. Im Gegensatz dazu waren die Kontrollpunkte von Bestrahlungsplänen, welche diesen Fehler nicht hervorriefen, vor der Wende anders gewählt. Es gab Pläne, bei denen die hohe Dosisleistung auch im letzten Kontrollpunkt vor der Wende gewünscht war, da die $\text{MU}/^\circ$ konstant bei einem Wert um $2 \text{ MU}/^\circ$ lagen, sodass auch vor der Wende ein Plateau der Werten der Dosisleistung entstand. Bei anderen Plänen waren die $\text{MU}/^\circ$ schon vor dem letzten Kontrollpunkt vor der Wende des Tragarms bei um $1 \text{ MU}/^\circ$ statt wie bei den Plänen mit 'Außerhalb der Toleranz' Fehler zwischen $1,7 \text{ MU}/^\circ$ und $5,3 \text{ MU}/^\circ$, sodass die Dosisleistung schon unter $500 \text{ MU}/\text{min}$ lag und nur noch von diesem geringeren Dosisleistungswert auf den gewünschten Wert herunter geregelt werden musste.

Beim Vergleich der Zwilling-Linacs war festzustellen, dass der Einfluss des Abbremsens des Tragsarms vor der Wende und der starke Wechsel der Dosisrate zwar bei beiden Linacs in den Log-Dateien zu sehen war, der Linac 2 jedoch nie 1° vor dem Kontrollpunkt schon die gesamte Dosis abgestrahlt hatte, wohingegen der Linac 1 bei den 9 aufgetretenen 'Außerhalb der Toleranz' Fehlern 1° vor der

3 Ergebnisse

Wende die gesamten MU erreicht hatte. Dies ließ darauf schließen, dass während des Bremsverhaltens des Tragarms die Dosisrate und die Tragarmgeschwindigkeit des Linac 1 nicht optimal aufeinander abgestimmt waren. Dies konnte durch einen Test der Vorwärtverstärkung festgestellt werden. Dieser Test wird von Servicetechnikern genutzt, um die Dosisrate auf die Tragarmgeschwindigkeit zu kalibrieren. Dabei wird ein erst im und dann gegen den Uhrzeigersinn drehendes Feld mit einer maximalen Dosisrate und einer maximalen Tragarmgeschwindigkeit abgestrahlt und der Strom, welcher am Tragarm anliegt, betrachtet. Mit Hilfe des Servicediagramms des Linacs kann so aufgenommen werden, ob viel Strom zur Beschleunigung oder zum Bremsen angelegt wird, da kurzzeitig die erwartete Dosis und die Tragarmposition nicht zusammenpassen, oder ob sich der angelegte Strom zur Vorwärtverstärkung zwischen Werten von -3 und 3 befindet, also keine starke Beschleunigung oder ein starkes Abbremsen auf Grund einer nicht zum Winkel gehörigen Dosis vorgenommen werden muss.

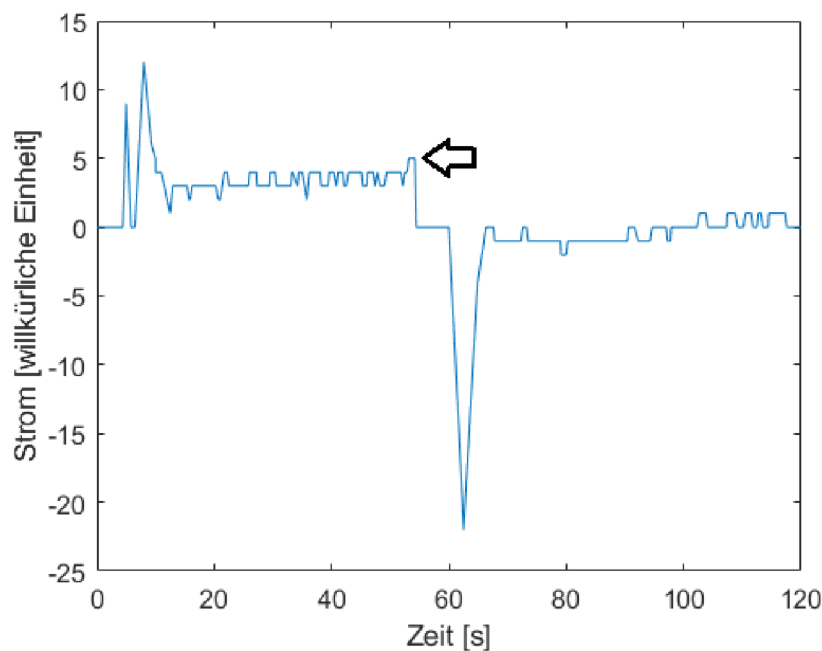


Abbildung 3.4: Servicediagramm des Vorwärtverstärkungstests am Linac 1 mit sichtbaren Fehlkalibrierungen zwischen Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit bei Drehung im Uhrzeigersinn beim Bremsverhalten vor der Wende.

In Abbildung 3.4 ist dieses Diagramm der Vorwärtverstärkung des Linacs 1 zu

sehen. Es ist zu erkennen, dass wie erwartet anfangs die Dosisrate schneller stieg als der Linac beschleunigen konnte und deshalb kurzzeitig ein hoher Strom zur Beschleunigung an dem Tragarm anlag und ein Ausschlag bis 12 entstand. Nach der Startphase pendelte sich der Linac dann aber auf einem konstant niedrigen Niveau von 3-4 ein. Bei der Wende bei 55 s kam es aber noch einmal zu einem kleinen Ausschlag bis 5. Zu diesem Zeitpunkt müsste der Tragarm also laut abgestrahlter Dosis schneller drehen und dürfte weniger stark bremsen. Dies bestätigte, dass während des Bremsvorgangs des Linac 1 die Dosisrate nicht optimal auf die Tragarmgeschwindigkeit eingestellt war. Beim Zwillings-Linac trat, wie in Abbildung 3.5 gezeigt, kein Ausschlag vor der Wende auf, sodass bei diesem Linac das Bremsverhalten im Verhältnis zur Dosisrate besser eingestellt war. So kann über eine regelmäßige Durchführung des Tests der Vorwärtsverstärkung eine Fehlkalibrierung dieser Parameter rechtzeitig erkannt und eine Neukalibrierung veranlasst werden, bevor bei Patientenbestrahlungen der 'Außerhalb der Toleranz' Fehler auftritt.

Auch außerhalb der Wende konnten unter 1° Tragarmwinkeltoleranz 'Außerhalb der Toleranz' Fehler auftreten, wenn die Kontrollpunkte vorher eine 7,2-23 Mal so hohe $\text{MU}/^\circ$ Rate vorgegeben haben, wie der darauffolgende Kontrollpunkt, also das Verhältnis von $\text{MU}/^\circ$ zwischen den vorletzten Kontrollpunkten bevor der Linac ausstieg mit einem Faktor von kleiner als 0,14 multipliziert werden musste, um die $\text{MU}/^\circ$ zwischen den letzten Kontrollpunkten zu erreichen. Es trat somit ein ähnliches Verhalten wie in der Wende auf, nur dass der Tragarm nun nicht bremsen musste, sondern beschleunigen konnte. Trotzdem schaffte der Linac es nicht, die Dosisrate passend herunter zu regeln und eine dazu passende Tragarmgeschwindigkeit zu wählen, sodass auch hier wieder eine nicht optimale Kalibrierung von Tragarmgeschwindigkeit und Dosisrate vorlag. Dies ist auch in Abbildung 3.4 zu sehen, denn die konstanten Werte während der Tragarmdrehung lagen bei Drehung im Uhrzeigersinn in der ersten Hälfte des Diagramms zeitweise über den gewünschten Werten von maximal 3 und zeigten somit einen allgemein etwas zu langsam drehenden Tragarm im Verhältnis zur Dosisrate und somit eine nicht optimale Kalibrierung von Tragarmgeschwindigkeit und Dosisrate an. Bei Rotationen gegen den Uhrzeigersinn waren Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit mit Werten der Vorwärtsverstärkung von -2 bis 1 besser aufeinander eingestellt, sodass

es in dieser Richtung keine 'Außerhalb der Toleranz' Fehler gab. Da der 'Außerhalb der Toleranz' Fehler mit einer Standardtoleranz für den Tragarmwinkel von 2° nicht mehr auftrat, stellt die Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit bei einem in Abbildung 3.4 ähnelnden Diagramm noch kein Problem dar. Sie sollte jedoch beobachtet werden und im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung nach einer weiteren Verschlechterung, also einem größer werdenden Ausschlag bei der Bremsung und einem höheren Wert während der Drehung von beispielsweise einem Wert über 5, neu kalibriert werden [68].

3.3.1.3 Tragarm Stopp

Der 'Tragarm Stopp' Fehler tritt auf, wenn der in Kapitel 3.3.1.2 erwähnte Strom zur Tragarmbeschleunigung mehr als 4 Sekunden lang höher als sein Maximum ist, der Linac also erkennt, dass er mehr beschleunigen müsste, als es ihm technisch möglich ist. Es war festzustellen, dass der 'Tragarm Stopp' Fehler auftrat, wenn weniger als $0,15 \text{ MU}/^\circ$ zwischen den ersten beiden Kontrollpunkten geplant waren. Dieses Verhältnis von $\text{MU}/^\circ$ fordert eine schnelle Tragarmdrehung und eine geringe MU-Abgabe im Winkelbereich zwischen den Kontrollpunkten. Da im Startverhalten des Linacs die Dosisrate schnell auf das Maximum steigt, der Tragarm aber ein langsames Beschleunigungsverhalten aufweist, musste der Tragarm, um den Vorsprung der Dosisrate aufzuholen, länger als 4 s mehr als maximal beschleunigen. Deshalb kam es bis zu einem Verhältnis von $0,5 \text{ MU}/^\circ$ zwischen den ersten Kontrollpunkten beim Starten zu den auftretenden 'Tragarm Stopp' Fehlern. Aus 24 abgestrahlten Plänen ergab sich, dass die Dosisrate im Mittel schon nach $(0,41 \pm 0,23)^\circ$ auf dem ersten Plateau angekommen war, der Tragarm jedoch im Mittel $(2,88 \pm 0,56)^\circ$ benötigte, um eine mittlere Geschwindigkeit von $5^\circ/\text{s}$ zu erreichen. Innerhalb dieses Winkelbereichs, in dem der Linac anläuft, war bei Plänen mit einem geringen Verhältnis von Monitoreinheiten zu Tragarmwinkel die Zeit, in welcher eine mehr als maximale Tragarmgeschwindigkeit gefordert wurde, schon so groß, dass ein 'Tragarm Stopp' Fehler erzeugt wurde. Im Mittel erwarteten die 5 Pläne, welche einen 'Tragarm Stopp' Fehler erzeugten, am Start eine 2,7 Mal so hohe Beschleunigung des Tragarms wie der Linac bereitstellen kann. Auch nach der Anlaufphase konnte sich ein 'Tragarm Stopp' Fehler

ergeben, wenn der Tragarm von einer sehr niedrigen Geschwindigkeit auf die maximale Geschwindigkeit beschleunigt werden musste, da von einem Kontrollpunkt mit $2,8 \text{ MU}/^\circ$ bis $4,5 \text{ MU}/^\circ$ auf einen Kontrollpunkt mit $0,5 \text{ MU}/^\circ$ bis $1,0 \text{ MU}/^\circ$ gewechselt wurde, und der Linac deshalb für mehr als 4 Sekunden den maximalen Beschleunigungsstrom überschritt. Vermieden wurde dieser Fehler durch die optimale Einstellung des Verhältnisses von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit. Dies ließ sich über die Vorwärtsverstärkung, welche schon in Kapitel 3.3.1.2 genutzt wurde, regeln. War diese Vorwärtsverstärkung nicht mehr passend eingestellt, passten Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit nicht mehr zusammen, sodass durch die Dosisraten Beschleunigungen und Tragarmgeschwindigkeiten gefordert wurden, welche der Linac nicht liefern konnte und es deshalb immer wieder zu 'Tragarm Stopp' Fehlern kam. Passten die Tragarmgeschwindigkeit und die Dosisrate überhaupt nicht mehr zusammen, kam es sogar vor, dass der Test zur Kalibration von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit auf Grund von 'Tragarm Stopp' Fehlern nicht abgestrahlt werden konnte.

Zusätzlich zur Einstellung der Vorwärtsverstärkung über den Strom konnte eine Unwucht des Tragarms bei der Tragarmdrehung Einfluss auf die 'Tragarm Stopp' Fehler nehmen. Lag so eine Unwucht vor, erzeugte der Linac bei Plänen, die eine annähernd maximale Tragarmgeschwindigkeit benötigten, 'Tragarm Stopp' Fehler. Erst wenn der Tragarm über 0° hinweg gedreht hatte, die Schwerkraft also zur Beschleunigung mitwirkte, lief die Bestrahlung ohne 'Tragarm Stopp' Fehler ab. Zusätzlich traten bei 90° im aufwärts drehenden Bereich, wenn die Schwerkraft am stärksten auf den Tragarmarm wirkte, vermehrt 'Tragarm Stopp' Fehler auf. Wenn der Tragarm unter verschiedenen Winkeln unterschiedlich starke Beschleunigungsströme benötigt, beeinflusst somit die Unwucht des Tragarms das Auftreten der 'Tragarm Stopp' Fehler. Der Tragarm muss deshalb, wenn diese Winkelabhängigkeiten auftreten, besser ausgewuchtet werden. Der Einfluss der Unwucht auf den Test der Vorwärtsverstärkung ist in Abbildung 3.5 zu sehen, da sich bei dieser Messung kein Plateau des Beschleunigungsstroms wie in Abbildung 3.4 ergab, sondern der Wert kontinuierlich gegen 0 lief. Somit sollte zur vorausschauenden Instandhaltung zur Vermeidung der 'Tragarm Stopp' Fehler regelmäßig der Test der Vorwärtsverstärkung abgestrahlt werden, um frühzeitig festzustellen, ob Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit korrekt kalibriert sind und keine

3 Ergebnisse

Unwucht vorliegt. Allgemein gilt für die Vorwärtsverstärkung, dass ein optimal eingestellter Tragarm bei der Drehung im Uhrzeigersinn bei einem Wert knapp über 0 und während der Rückrotation knapp unter 0 liegen sollte. Ist der Ausschlag bei Rotation im Uhrzeigersinn dauerhaft deutlich über 5, ist die Vorwärtsverstärkung zu niedrig und der Tragarm dreht zu langsam. Ist der Ausschlag bei Rotation im Uhrzeigersinn deutlich unter 0, ist die Vorwärtsverstärkung zu hoch. Ist der Ausschlag beim Starten des Tragarm zu hoch, pendelt sich dann aber unter 5 ein, wenn die Schwerkraft beim Beschleunigen des Tragarm mithilft, hat der Tragarm eine Unwucht, die korrigiert werden muss [68].

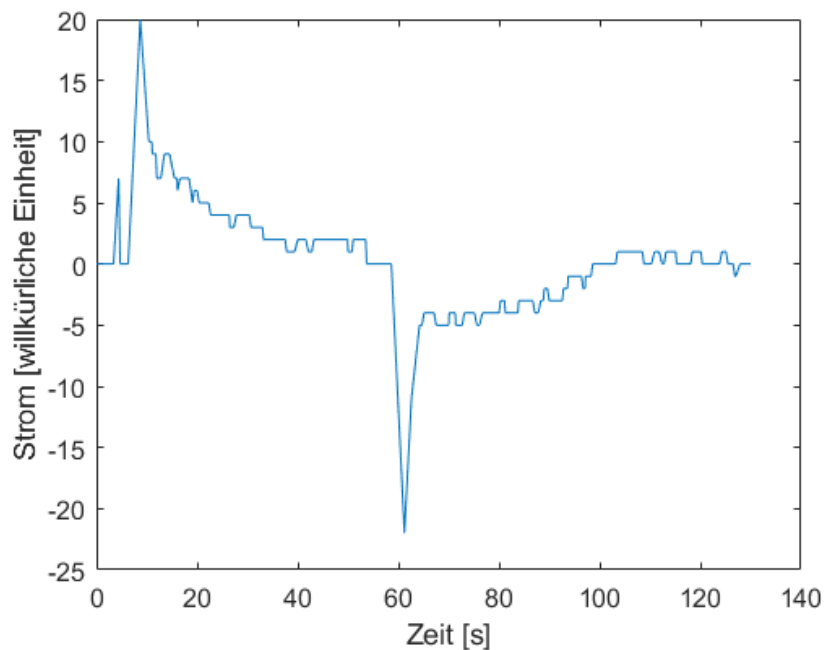


Abbildung 3.5: Servicediagramm des Vorwärtsverstärkungstests am Linac 2 mit sichtbarer Unwucht im Tragarm.

Diese Ergebnisse der Vorwärtsverstärkungstests, aus denen Diagnosen der Fehleinstellungen des Zusammenhangs von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit hergeleitet werden können, sind zur Übersicht noch einmal in Tabelle 3.19 angeführt.

Tabelle 3.19: Aus der Vorwärtsverstärkung abzuleitende Fehleinstellungen des Linacs.

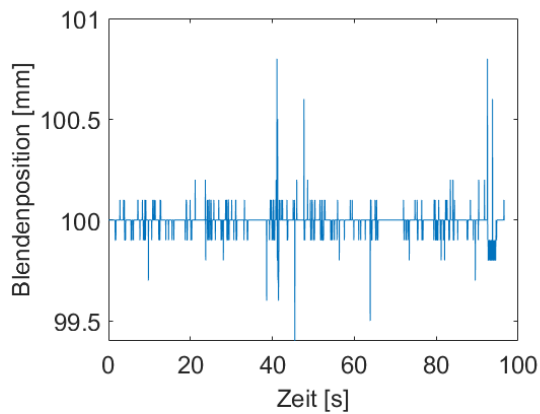
Ergebnis Vorwärtsverstärkung	Diagnose
Ausschlag vor der Wende	Bremsverhalten des Tragarms ist nicht optimal zur Dosisrate passend eingestellt
kein Plateau während der Rotation	Unwucht des Tragarms
Plateau über 5 bei Rotation im Uhrzeigersinn	Tragarm dreht im Verhältnis zur Dosisrate zu langsam
Plateau unter 0 bei Rotation im Uhrzeigersinn	Tragarm dreht im Verhältnis zur Dosisrate zu schnell

3.3.1.4 Lamellen- oder Blendenfehler

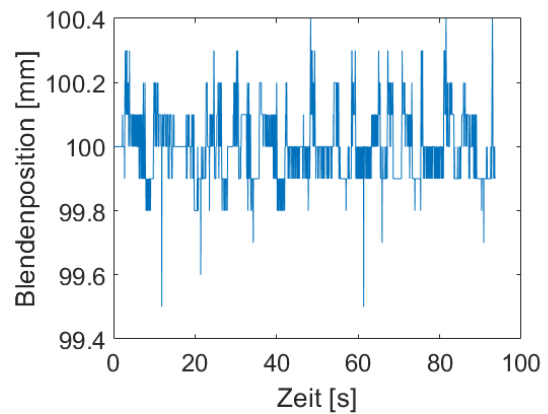
Lamellen- und Blendenfehler treten auf, wenn die Lamellen und Blenden nicht mehr korrekt fahren oder ihre Position nicht mehr finden. Deshalb konnten dieser Fehler im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung detektiert werden, indem ein QS-Feld genutzt wurde, in welchem sich alle Lamellen bewegen. Dieses QS-Feld wurde ein Jahr lang monatlich abgestrahlt und die Log-Datei dieses Feldes wurde ausgewertet, um Veränderungen in der Geschwindigkeit bei der Bewegung dieser Komponenten festzustellen. So konnte beispielsweise eine Veränderung der Lamellengeschwindigkeit von $56 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ auf $39,5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ beobachtet werden, woraufhin der Lamellenmotor getauscht werden musste. Die Detektion der Geschwindigkeitsänderung half so 'Lamellen nicht bereit' Fehler im klinischen Betrieb zu reduzieren. Funktionierten die Lamellen normal, waren nur Geschwindigkeitsänderungen unter 5 % festzustellen. Änderungen von über 5 % wiesen auf ein Problem der Lamellen hin.

Bei einem Defekt des Potentiometers war im Lichtfeld ein Einschwingen der Lamellen oder Blenden zu erkennen. Dies wurde rückblickend über die Betrachtung der Blendenpositionen in den Log-Dateien eines sich drehenden Feldes, welches während der 14-tägigen QS regelmäßig abgestrahlt wurde, evaluiert, nachdem ein Schwingen der Blenden im Lichtfeld zu erkennen war und das Potentiometer einige Zeit später getauscht wurde. Der beobachtete Verlauf der schwingenden Blendenposition ist in Abbildung 3.6 zu sehen.

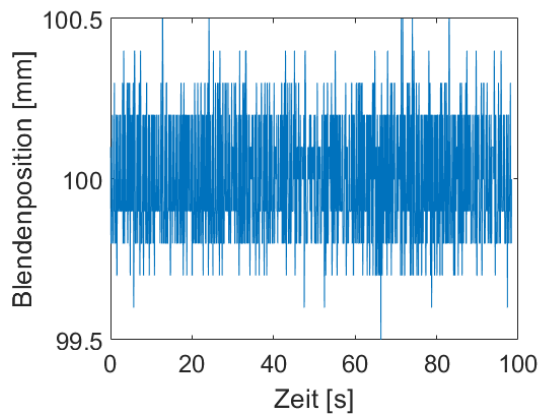
3 Ergebnisse



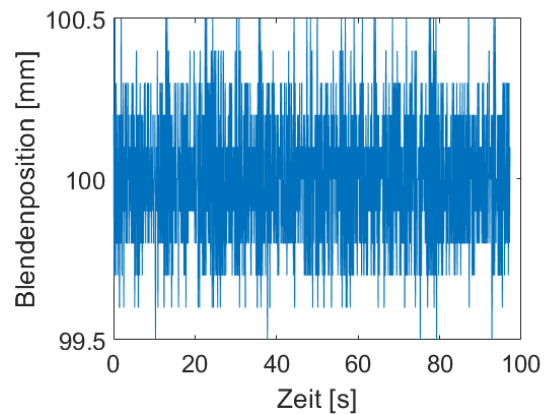
(a) Blendenposition im August 2020.



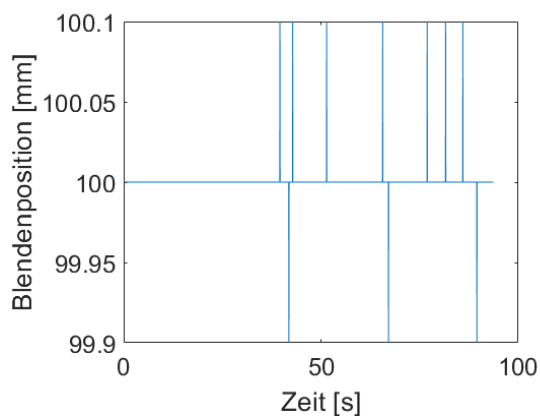
(b) Blendenposition im November 2020.



(c) Blendenposition im April 2021, ab diesem Zeitpunkt auch im Lichtfeld sichtbar.



(d) Blendenposition im Juni 2021.



(e) Blendenposition im August 2021 nach Reparatur.

Abbildung 3.6: Zeitlicher Verlauf der Blendenposition unter dem Einfluss eines defekten Potentiometers.

Schon im November 2020 konnte anhand der Log-Datei festgestellt werden, dass das Potentiometer abgenutzt war und die Blenden ihre Position nicht mehr fanden, da vermehrt Abweichungen in der Blendenposition von über 0,1 mm festzustellen waren. Visuell im Lichtfeld war das Schwingen der Blenden das erste Mal im April 2021 zu sehen. Nach der Reparatur Anfang Juli konnte im August 2021 wieder die gewünschte konstante Blendenposition während der Rotationsbestrahlung festgestellt werden. Die Sicherheitsunterbrechung des Linacs löste dabei zu keinem Zeitpunkt aus. Zukünftig kann durch das Betrachten der Blendenposition in der Log-Datei somit schneller ein defektes Potentiometer detektiert und im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung getauscht werden, bevor die Schwingung im Lichtfeld sichtbar wird und somit schon eine Fehlpositionierung der Blende vorliegt.

3.3.1.5 Strahlbasierte Fehler

Die strahlbasierten Fehler 2R und 2T treten auf, wenn der Strahl nicht mehr gerade ist und der Linac es mit Hilfe seiner Magneten nicht mehr schafft den Strahl in die gewünschte Form zu bringen. Auch der Schulter- und der Gleichmäßigkeitsfehler treten auf, wenn das Profil zu weit von der dem Linac vorgegebenen Form abweicht, weil die Schultern beispielsweise zu hoch sind oder der Strahl ungleichmäßig ist. Die minimalen und maximalen Fehlerwerte konnten mit Hilfe der Intellimax Weboberfläche, welche von den Servicetechnikern genutzt wird, um Informationen über den Zustand des Linacs zu erhalten, und die verschiedenen Linacparameter der letzten 7 Tage beinhaltet, beobachtet werden. Dazu wurden in dieser Arbeit die Fehlerwerte von 2R, 2T, Gleichmäßigkeit und Schultern einmal pro Woche anhand der täglich abgestrahlten offenen QS-Felder für alle Energien abgelesen. Es wurde betrachtet, ob es aus diesen Werten möglich ist, das Auftreten dieser strahlbasierten Fehler vorherzusagen.

Es war festzustellen, dass die Linacs mehrmals am Tag 2R oder 2T Fehler erzeugten, wenn der Fehlerwert im Intellimaxsystem mehrere Wochen in Folge über 3 % lag. Bei einem plötzlich auftretenden Defekt am Kabel der Monitorkammer, welcher zu einem 2R Fehler führte, lag der 2T Fehlerwert einmalig bei 4 %

3 Ergebnisse

und sank nach dem Austauschen des Kabels wieder auf unter 2 % für Photonenstrahlung mit 6 MeV Energie. Bei einem auftretenden 2T Fehler, der auf eine schlechte Strahleinstellung zurückzuführen war, lag der 2R Fehlerwert bei 6 MeV Photonenstrahlung mehrere Wochen über 3 % und sank nach der Korrektur des Strahls auf 1,2 %. Die 2R und 2T Fehler waren somit im Intellimaxsystem sichtbar und ein langfristig schlecht eingestellter Strahl konnte darüber detektiert werden. Kurzfristige Fehler wie Kabelbrüche waren zwar sichtbar, führen aber zu einem direkten Stillstand des Linacs. Auch Gleichmäßigkeitsfehler waren im Intellimaxsystem sichtbar. Stieg der Gleichmäßigkeitsfehler auf Werte über 20 % und blieb mehrere Messungen in Folge bei diesem Wert, brachte auch der Linac kurz darauf täglich Sicherheitsunterbrechungen auf Grund dieser Gleichmäßigkeitsfehler und der Strahl musste korrigiert werden. Schulterfehler rief im Aufnahmezeitraum der Daten kein Linac regelmäßig hervor und auch die Intellimaxdaten zeigten nur vereinzelte Abweichungen des Fehlerwertes von über 1 %. Allgemein konnte somit durch die aus dem Intellimaxsystem aufgenommenen Werte der 2R-, 2T- und Gleichmäßigkeitsfehler auf einen schlecht eingestellten Strahl geschlossen werden und dieser nachgestellt werden, bevor der Linac mit Sicherheitsunterbrechungen auf Grund des schlecht eingestellten Strahls ausstieg. Dabei wiesen mehr als 3 % Abweichung bei 2R und 2T Fehlern und mehr als 20 % Abweichung bei den Werten des Gleichmäßigkeitsfehlers auf diese Abweichungen der Strahleinstellungen hin.

Auch der Gun-Strom ließ sich über das Intellimaxsystem beobachten. Sinkt der Gun-Strom stark, weil durch eine aufgeraute Oberfläche der Gun die Elektronen leichter austreten können, ist nur noch eine begrenzte Lebensdauer der Gun verfügbar, sodass bald ein Reparaturtermin zum Austausch dieser eingeplant werden sollte. Ein solches Absinken des Gun-Stroms, welches auf ein Ende der Lebensdauer dieser Gun hinwies, ist in Abbildung 3.7 zu sehen. Aus dieser Abbildung war schon im Juni 2021 eine Veränderung des Gun-Stroms festzustellen, welche auf einen Defekt hinwies. Im Oktober 2021 war diese Gun dann nicht mehr nutzbar und wurde ausgetauscht. Mit der Beobachtung des Stroms konnte so im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung schon Monate vorher festgestellt werden, dass die Gun bald ausgetauscht werden muss.

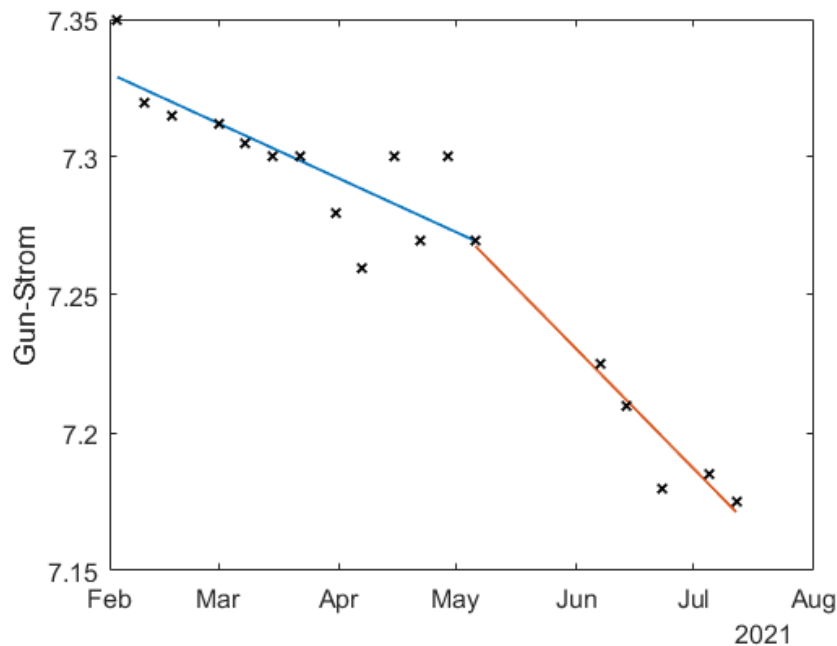


Abbildung 3.7: Verlauf des Gun-Stroms im Intellimaxsystem bei nicht mehr langer Lebensdauer der Gun mit Ausgleichsgeraden, welche den Verlauf anzeigen.

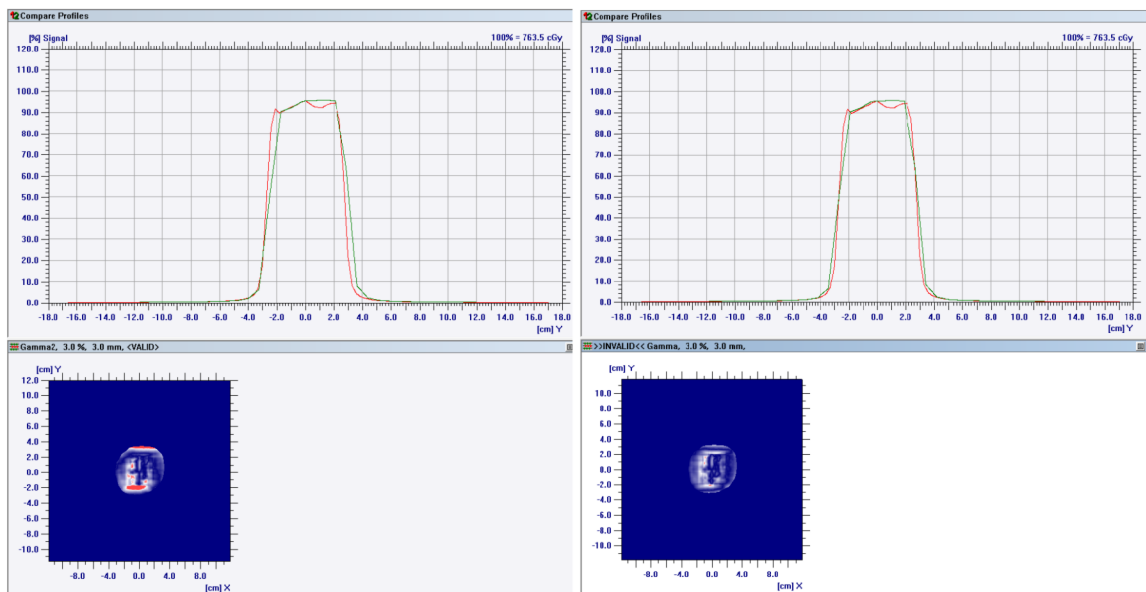
3.3.2 Den Gammaindex beeinflussende Fehler

Auch wenn keine Sicherheitsunterbrechungen am Linac auftreten, kann es zu Abweichungen in der Dosisverteilung der Patientenbestrahlung im Vergleich zum TPS kommen, welche der Linac durch seine Monitoringsysteme nicht registriert. Dabei können fehlerhafte Dosisverteilungen während der Patientenbestrahlung vorkommen. Um dies zu vermeiden, wurde die QS der Patientenpläne durchgeführt und bei unpassenden Gammaindexen die Gründe für die Abweichung evaluiert, um den Linac wieder passend einzustellen. Die Gründe für Abweichungen der Gammaindexe, die Einstellmöglichkeiten und die Möglichkeiten der vorausschauenden Instandhaltung sind im Folgenden aufgeführt.

3 Ergebnisse

3.3.2.1 Vershobenes Strahlzentrum

War bei der Betrachtung des Profilvergleichs in x- oder y- Richtung eine Verschiebung zu erkennen, wie in Abbildung 3.8a im Vergleich zur Messung ohne Verschiebung in Abbildung 3.8b zu sehen, war entweder der 2D-Detektor nicht zentrisch positioniert oder es lag eine Abweichung des Strahlzentrums vor.



(a) Profile und Gammaindexe bei 2 mm Zentrumsverschiebung in y-Richtung.

(b) Profile und Gammaindexe ohne Zentrumsverschiebung in y-Richtung.

Abbildung 3.8: Beispielhafte Gammaindexe mit und ohne Verschiebung des Strahlzentrums. Die passenden Gammawerte nahmen dabei in diesem Beispiel um 1,88 % ab.

Dabei verschlechterte eine Verschiebung um 1 mm die passenden Gammawerte bei einer Auswertung mit Toleranzen von 3 % Dosisabweichung und 3 mm geometrischer Abweichung im Mittel bei der Betrachtung von 10 Plänen um 1,9 %, eine Verschiebung von 2 mm um 6,9% und eine Verschiebung von 3 mm um 14,0%. Somit war zu erkennen, dass die Vorgabe einer maximalen Isozentrumsabweichung von 1 mm bei Stereotaxielinacs dosimetrisch sinnvoll ist, denn bei größeren Abweichungen treten deutliche Unterschiede in der abgestrahlten Dosisverteilung im Vergleich zum TPS auf. Bei Linacs mit mehr als einer Photonenenergie, wie den Versa HD Linacs mit drei Photonenenergien mit Ausgleichsfilter und zwei

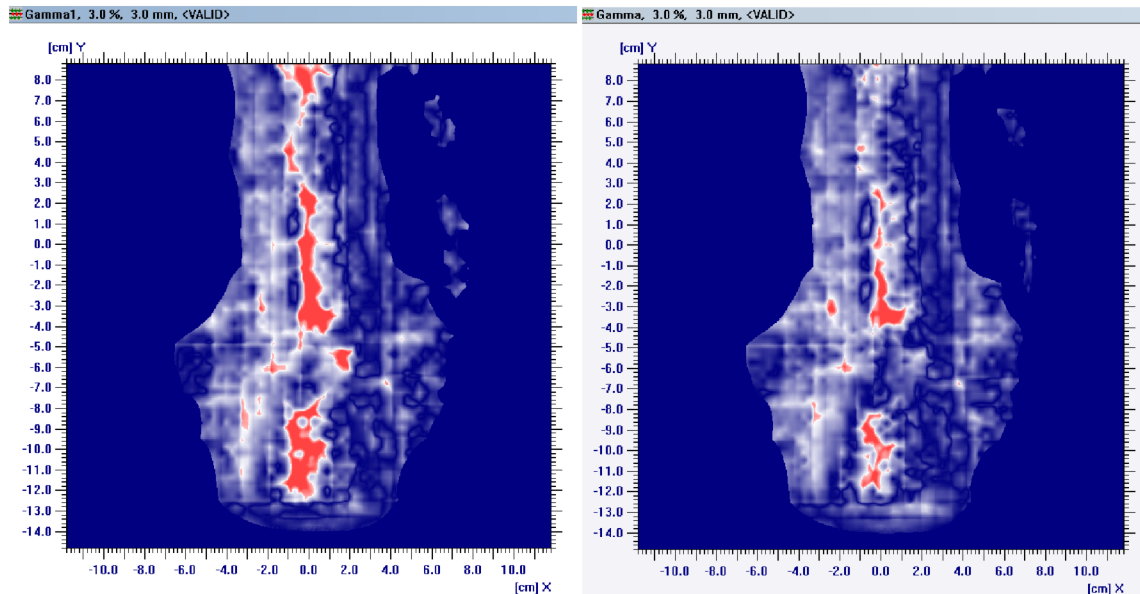
Photonenenergien ohne Ausgleichsfilter, konnte eine Fehlpositionierung des 2D-Detektors festgestellt werden, wenn bei allen Energien dieselbe Verschiebung im Profil zu sehen war. War nur bei einer Energie diese Verschiebung zu sehen, lag eine Verschiebung des Strahlzentrums bei dieser Energie vor, die korrigiert werden sollte. Diese Verschiebung des Zentrums war auch bei den Startrackmessungen während der 14-tägigen QS zu erkennen, wenn bei diesen Messungen die Zentrumspositionen der einzelnen Energien verglichen wurden. Wird eine solche Verschiebung des Strahlzentrums von über 1 mm durch einen alle 14 Tage durchgeführten Vergleich der Zentren der verschiedenen Energien beobachtet, kann sie von einem Servicetechniker rechtzeitig behoben werden, bevor es zu größeren Abweichungen in der Patientenbestrahlung kommt.

3.3.2.2 Unpassendes Kopfmodell

Das TPS nutzt zur Berechnung der Dosisverteilung für den Linac ein Kopfmodell, welches die Bestrahlung möglichst passend simulieren soll. Das klinisch genutzte Kopfmodell hat jedoch das Problem, dass beispielsweise die Lamellenrundungen an den Lamellenspitzen nicht korrekt einberechnet werden, sodass das TPS bei hochmodulierten Plänen häufig eine niedrigere Dosis annimmt als der Linac in der Realität abstrahlt und es so je nach Modulierung der Pläne zu einem schlechteren Gammaindex kommen kann. Wurden diese hochmodulierten Pläne mit einem neuen Kopfmodell nachgerechnet, welches den Linac genauer moduliert, passten bei einer Energie von 6 MV bei 18 willkürlich ausgewählten klinischen Plänen im Mittel 1,73% mehr Gammawerte. Aus der Sortierung der 20 betrachteten Pläne, die einen schlechten Gammaindex erzeugten, gehörten die Pläne, welche zu in mittlerer, senkrechter Richtung verteilten Abweichungen führten, zu den Plänen, die mit dem neuen Kopfmodell besser zur abgestrahlten Dosisverteilung des Linacs passten. Die Abweichungen in senkrechte Richtung resultierten daraus, dass diese Pläne viele kleine Felder enthielten, bei welchen die Lamellenenden, welche sich in waagerechter Richtung bewegen und somit die Dosisverteilung in senkrechter Richtung modellieren, und auch die Transmission durch die Lamellen einen großen Einfluss auf die Dosisverteilung nehmen. Die Gammaindexe verbesserten sich bei 8 der 20 Plänen, bei welchen die senkrechte Abweichung

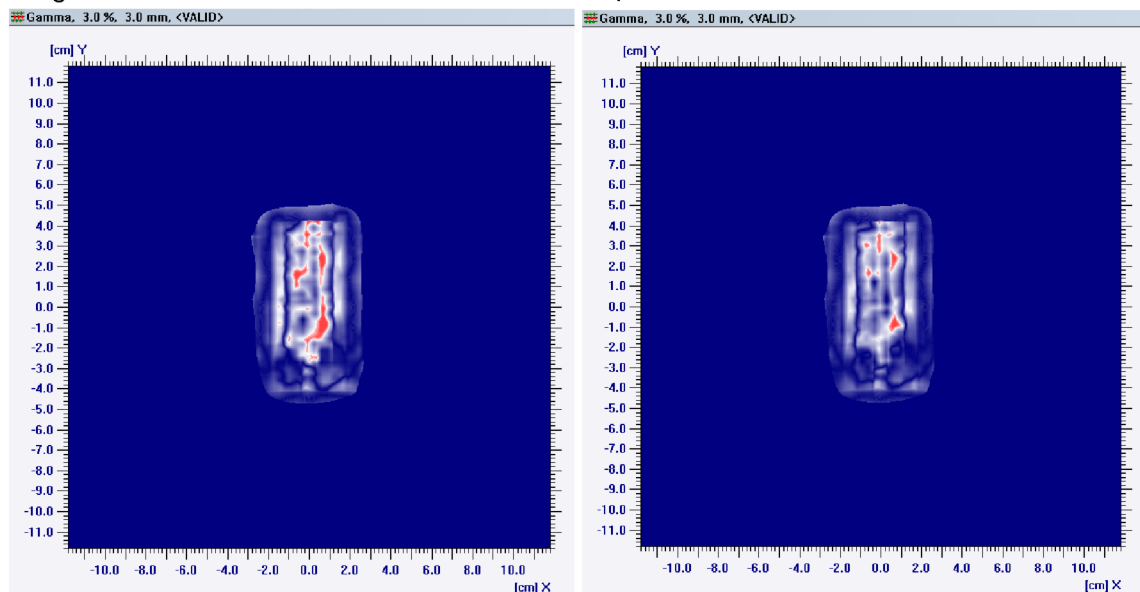
3 Ergebnisse

optisch vorlag, um 0,9 % bis 5,4 %.



(a) 92,81 % passende Gammawerte mit senkrechten Abweichungen (rot) einer BWK Messung.

(b) 97,09 % passende Gammawerte derselben Messung wie in (a) berechnet mit dem neuen Kopfmodell.



(c) 95,45 % passende Gammawerte mit senkrechten Abweichungen (rot) bei kleinerem Zielvolumen.

(d) 98,18 % passende Gammawerte derselben Messung wie in (c) berechnet mit dem neuen Kopfmodell.

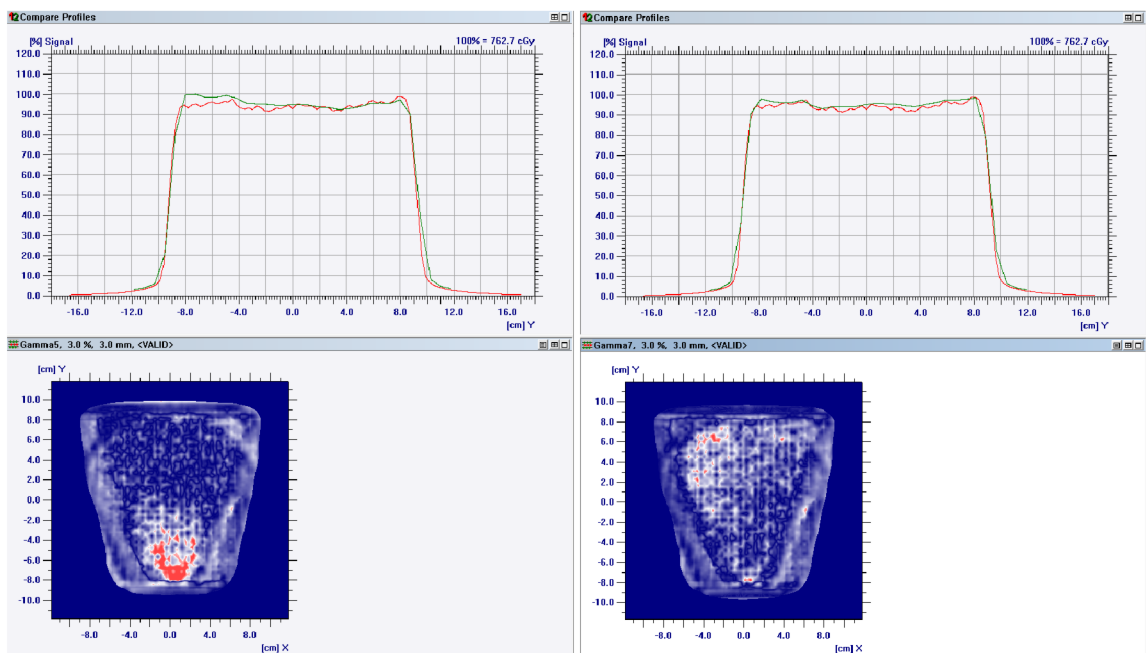
Abbildung 3.9: Beispielhafte Gammaindexe mit senkrecht auftretenden Abweichungen und deren Verbesserung nach Änderung des Kopfmodells.

Die senkrechte Verteilung der Gammaindexe, welche außerhalb der Toleranz lagen, und die Verbesserung nach Anwendung eines geeigneteren Kopfmodells im TPS ist in Abbildung 3.9 für zwei Patientenpläne zu sehen. Da das Problem eines unangepassten Kopfmodells nicht über eine vorausschauende Instandhaltung gelöst werden kann, sondern nur über ein auf ein besseres Kopfmodell angepasstes Planungssystem, wird es in dieser Arbeit nicht weiter behandelt.

3.3.2.3 Schiefes Strahlprofil

Wie in Abbildung 3.10a am roten Fleck in (-y)-Richtung sichtbar, führte ein schiefes Strahlprofil zu einer Überdosis und damit nicht mehr passenden Gammaindexen in eine Richtung (hier -y) und einer niedrigeren Dosis in der anderen Richtung (hier +y). Wurde der Kollimator um 90° gedreht, war dieser Fleck nicht mehr zu sehen, dafür erschienen unpassende Gammaindexe in (-x)-Richtung, da hier nun die Inline-Richtung des Strahls und somit das schiefe Strahlprofil genutzt wurde. Dies ist in Abbildung 3.10b zu sehen. Bei den Patienten, bei denen dieser Fehler in den Gammaindexen auftrat, lagen im Mittel $(2,7 \pm 2,1) \%$ mehr passende Gammaindexe vor, wenn der Kollimator um 90° gedreht wurde. Diese Kollimatorumdrehung bestätigte, dass die schlechten Gammaindexe an einer Stelle im Plan nicht durch die Dosisrate, Energie oder Lamellenposition verursacht wurden, denn dann hätte der Plan auch bei einer 90° Drehung identisch ausgesehen. Stattdessen wurden sie durch das Dosisquerprofil verursacht, im Bild zu sehen in Inline-Richtung. Sichtbar war dies nur in zwei der 20 Pläne, da das Bestrahlungsfeld mindestens 20 cm groß sein muss, um Auswirkungen des Profils zu sehen, die in den Messungen des Startracks mit 20 cm × 20 cm Feldgröße während der 14-tägigen QS nicht auffallen. Um diese Abweichungen der Dosismessungen im Vergleich zum TPS zu vermeiden, muss deshalb ein exakt gleiches Strahlprofil wie im Planungssystem vorliegen. Dieses darf weder schief sein, noch dürfen die Schultern höher oder niedriger als im Planungssystem sein. Es muss deshalb bei der QS eines offenen Feldes während der 14-tägigen QS besonders Wert auf ein korrektes Profil gelegt werden, um Gammaindexe wie in Abbildung 3.10a zu vermeiden

3 Ergebnisse



(a) Bild der bestimmten Gammaindexe bei der Bestrahlung des Patientenplans mit 0° Kollimatorwinkel.
(b) Bild der Gammaindexe bei der Bestrahlung des Patientenplans mit 90° Kollimatorwinkel.

Abbildung 3.10: Beispielhafte Gammaindexe bei 0° und 90° Kollimatorwinkel mit sichtbarem schiebem Strahlprofil.

3.3.2.4 Unpassende Schultern im Strahlprofil

Ähnlich zum schieben Strahlprofil, entstehen unpassende Gammawerte auch, wenn die Schultern des Dosisquerprofils im nicht zentralen Bereich des Strahlungsfeldes nicht zum TPS passen. Dies ist beispielsweise in Abbildung 3.11 sichtbar, in der zwischen -14 cm und -17 cm in y-Richtung und somit nah am Rand der maximalen Größe des Strahlungsfeldes von 40 cm × 40 cm ein Fleck mit unpassenden Gammaindexen (rot) entstand. Auch bei einer Drehung des Kollimators um 90° veränderte sich dieser Fleck nur geringfügig, sodass nicht von einem schieben Profil in Inline-Richtung auszugehen war, sondern eine etwas zu niedrig eingestellte Energie zu überhöhten Schultern im Dosisquerprofil führte. Dieses Phänomen trat nur bei sehr großen Plänen auf und fiel deshalb nur bei einem der betrachteten Pläne auf, da die Energiekammern des Startracks, mit welchen die Energie in der 14-tägigen QS überprüft wird, nur 9 cm außerhalb der Mitte liegen

und deshalb größere Abweichungen der Schultern weiter außen nicht detektiert werden.

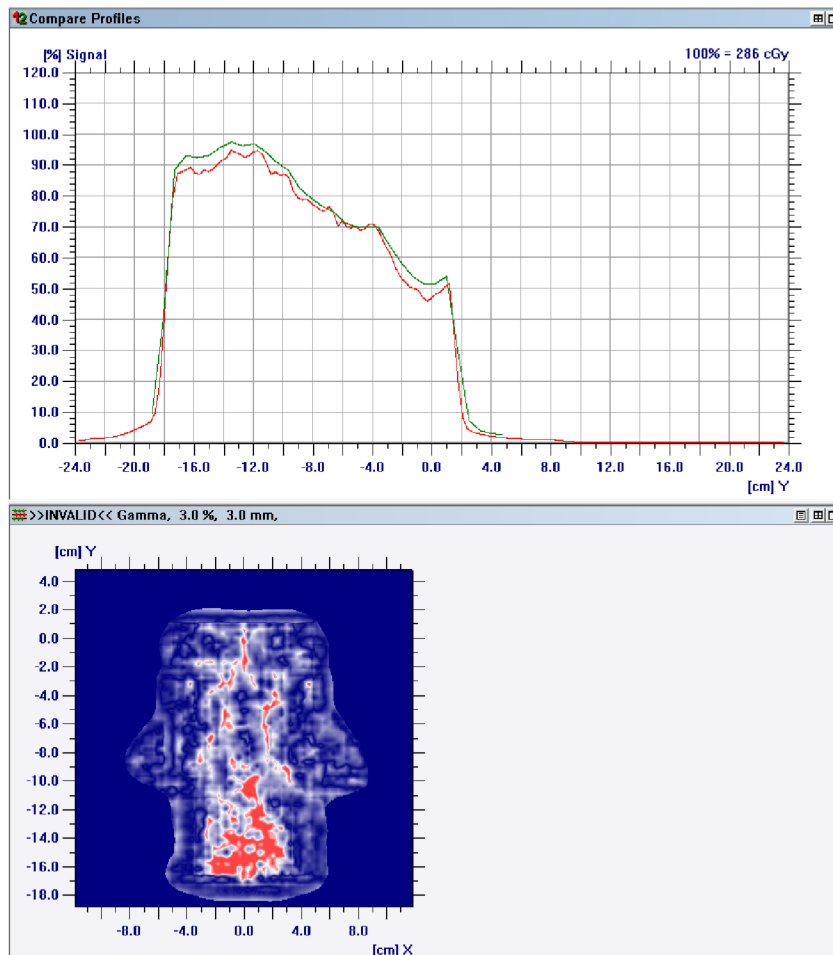


Abbildung 3.11: Bild der bestimmten Gammawerte bei weit außerhalb des Zentrums geplanten Plänen mit unpassenden Schultern des Dosisprofils. Die Schultern führten dabei zu einer Dosisüberhöhung außerhalb des Zentrums, welche einen Bereich unpassender Gammawerte (rot) bedingte.

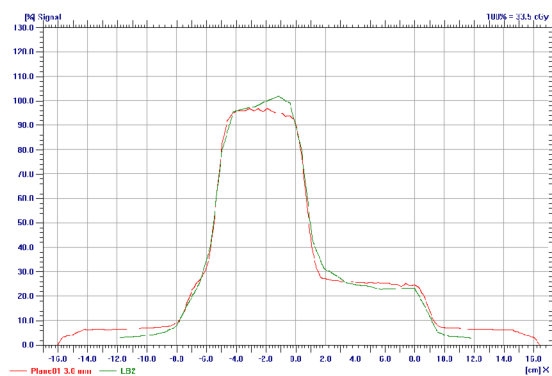
Um diese Abweichungen zu vermeiden, wurden die Toleranzen der Energiemessung des Startracks von vorher erlaubten 2 % Dosisabweichung in den Energiekammern auf 0,5 % verringert. So wird die Energie schneller nachjustiert, bevor es wie im in Abbildung 3.11 sichtbaren Plan zu nur noch 91,94 % passenden Gammawerten und somit 5,85 % weniger passenden Werten im Vergleich zum Zwillings-Linac kommt. Fehler, welche auf Grund einer Energieänderung und da-

3 Ergebnisse

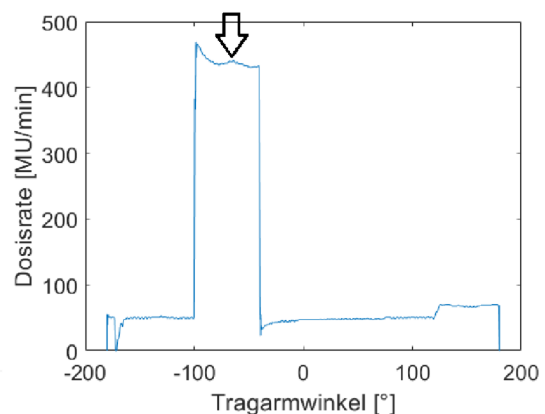
mit verbundenen Änderung in der Schulterhöhe des Strahls auftreten, können so im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung frühzeitig korrigiert werden.

3.3.2.5 Unpassend kalibrierte Tragarmgeschwindigkeit und Dosisrate

Auch verschiedene Dosisraten und Tragarmgeschwindigkeiten können den Unterschied zwischen der im TPS berechneten und der gemessenen Dosisverteilung beeinflussen. Um dies zu testen, wurde ein 1 cm breiter Spalt von der -x zur +x Richtung gefahren. Dabei wurde die Dosisrate von anfänglichen 50 MU/min bei 5,5°/s Tragarmgeschwindigkeit auf 440 MU/min und 2,8°/s geändert und dann wieder auf 50 MU/min bei 5,5°/s gesenkt, indem zuerst 0,15 MU/°, dann 3,10 MU/° und dann 0,20 MU/° zwischen den Kontrollpunkten gewählt wurden. Wie in Abbildung 3.12a zu sehen, erreichten die von links anfahrenen Lamellen zuerst die passende Dosis bei der Erhöhung der Dosisrate, es kam aber dann zu einem Überschwingen. Dies führte zu einer Überdosierung von bis zu 7% im Vergleich zum klinischen Kopfmodell und bis zu 4% im Vergleich zu dem Kopfmodell der 'goldenen Strahlendaten' über die komplette Breite des Strahlenfeldes in y-Richtung.



(a) Überdosierungen bei starker Erhöhung und Absenkung der Dosisrate.



(b) Auch laut Log-Dateien ist eine Erhöhung der Dosisrate am Ort des Ausschlags zu sehen.

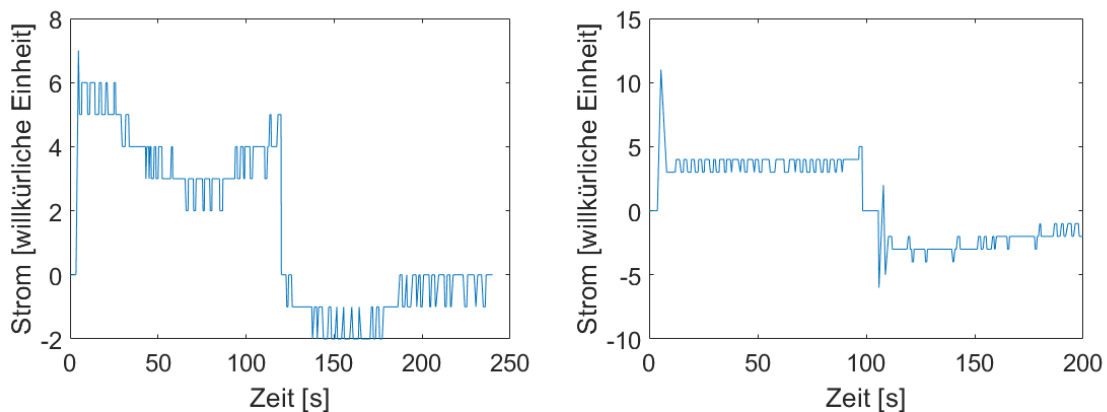
Abbildung 3.12: Einfluss der Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit auf die vom Linac abgegebene Dosisverteilung.

Bedingt war diese zu hohe gemessene Dosis durch eine Erhöhung der Dosisrate in diesem erwarteten Plateau hoher Dosisraten, welche in den Log-Dateien zu sehen war. Dies ist in Abbildung 3.12b dargestellt. Bei hochmodulierten Plänen, in denen sich die Dosisrate und die Tragarmgeschwindigkeit stark ändern, war eine Abweichung in den Gammaindexen deshalb durch dieses Phänomen zu erklären. Dass diese in Abbildung 3.12a sichtbare Erhöhung ein Zusammenspiel aus Tragarmgeschwindigkeit und Dosisrate war, wurde dadurch bestätigt, dass bei Messungen ohne Tragarmdrehung diese nicht sichtbar war und auch bei Messungen mit Tragarmdrehung aber konstanter Dosisrate diese nicht auftrat.

Um den Zusammenhang von hoher Dosisrate und niedriger Tragarmgeschwindigkeit zu betrachten, wurde deshalb der Test der Vorwärtsverstärkung mit maximaler Dosisrate und einer Tragarmgeschwindigkeit von ungefähr $2,8^\circ/\text{s}$ durchgeführt. Dabei war festzustellen, dass bei Drehung im Uhrzeigersinn nach einem anfänglichen Ausschlag bis 7 Werte zwischen 5 und 6 sichtbar waren und sich der Wert nicht auf einem Plateau einpendelte, sondern eine Wellenbewegung entstand (Abbildung 3.13a), die auf die schlechte Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit hinwies. Da minimale Tragarmgeschwindigkeit und maximale Dosisrate also nicht passend zueinander kalibriert waren, war der Tragarm erst zu langsam und der Linac versuchte dies auszugleichen. Dann war der Tragarm jedoch zu schnell, der Wert der Vorwärtsverstärkung sank, und der Linac bremste den Tragarm wieder ab. Dies stimmt mit Abbildung 3.12b überein, denn auch bei dieser kam es zwischendurch zu einer höheren Dosisrate, sodass der Tragarm schneller drehen musste und auch hier sank die Dosisrate dann wieder und der Tragarm konnte wieder abbremsen. Gegen den Uhrzeigersinn ab Sekunde 120 wiesen die Werte der Vorwärtsverstärkung in Abbildung 3.13a, welche von -2 bis 0 reichten, auf eine passende Einstellung des Zusammenspiels von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit hin, im Uhrzeigersinn lag jedoch ein Problem dieser Einstellung vor. Da auch die Messung des in Abbildung 3.12a dargestellten Feldes gegen den Uhrzeigersinn im Vergleich zum Planungssystem keine Abweichungen zeigte, war somit davon auszugehen, dass der Motor, welcher den Tragarm dreht, ein Problem in Richtung des Uhrzeigersinns hatte und deshalb die Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit im Uhrzeigersinn nicht passte. Deshalb muss im Rahmen der vorausschauenden Instandhaltung auch für eine

3 Ergebnisse

niedrige Tragarmgeschwindigkeit und eine maximale Dosisrate regelmäßig der Test der Vorwärtsverstärkung durchgeführt werden, um diese Fehler in der Dosisabgabe zu vermeiden und rechtzeitig eine Fehlkalibrierung dieser Parameter zu detektieren. Im Vergleich zu der nicht optimalen Kalibrierung von maximaler Dosisrate und minimaler Tragarmgeschwindigkeit am Linac 2, ist in Abbildung 3.13b der Zwillingslinac 1 während der Drehung mit maximaler Dosisrate und minimaler Tragarmgeschwindigkeit zu sehen. Dieser bildete abgesehen von dem in Kapitel 3.3.1.2 erwähnten Bremsausschlag und der grundsätzlich etwas schnelleren Rotationsgeschwindigkeit ein homogenes Plateau der Vorwärtsverstärkung und zeigte damit, wie eine optimale Linac-Einstellung aussieht.



(a) Schlechte Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit bei langsamer Tragarmdrehung und maximaler Dosisrate.

(b) Gute Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit bei langsamer Tragarmdrehung und maximaler Dosisrate.

Abbildung 3.13: Kalibrierung von maximaler Dosisrate und langsamer Tragarmgeschwindigkeit.

3.3.3 Qualitätssicherung der Log-Dateien

In der Log-Datei werden alle 0,04 s unter anderem die Position des Linacs, die Dosisrate und die abgestrahlte Dosis erfasst. Bei der Überprüfung, dass diese Zeiteinheit von 0,04 s auch korrekt erfasst wird, war festzustellen, dass die Tragarmgeschwindigkeit am Linac 1 weder niedriger noch höher wurde und in diesem Zeitraum maximal um 1,8 % schwankte. Dagegen stieg die Lamellengeschwindigkeit über das Jahr um ungefähr 1,5 %. Da es also nur zu einer Änderung der La-

mellengeschwindigkeit kam, lag keine Änderung an der Zeitmessung in der Log-Datei vor. Wäre auch die Tragarmgeschwindigkeit um diese 1,5 % gestiegen, hätte dies auf eine Änderung in der Erfassung der Zeitintervalle hindeuten können. Am Linac 2 wurde der Tragarm nach einer Neukalibrierung der Vorwärtsverstärkung um 2,3 % langsamer. Bei den Lamellen waren keine generellen Beschleunigungen oder Geschwindigkeitsverluste im Laufe des Jahres zu detektieren. Es kam nur vereinzelt zu bis zu 2,8 % langsameren und 4,5 % schnelleren Ausreißern. Diese Geschwindigkeitsänderungen waren jedoch bei der Tragarmgeschwindigkeit nicht zu erkennen, sodass auch dies nicht durch die Zeiterfassung der Log-Datei bedingt war.

Bei der Bestimmung der Lamellen- und Blendenpositionen wichen die Werte der Lamellenpositionen in der Log-Datei am Linac 1 im Mittel um $(0,47 \pm 0,28)$ mm von den im EPID-Bild detektierten Positionen ab. Die Blendenposition wich im Mittel um $(0,68 \pm 0,27)$ mm ab. Am Linac 2 wichen die Lamellenpositionen um $(-0,21 \pm 0,32)$ mm ab und die Blendenposition wich um $(-0,65 \pm 0,19)$ mm ab. Bei der Überprüfung der MU zeigte die Log-Datei bei beiden Linacs genau den MU-Wert an, den der Linac vorgab abgestrahlt zu haben, sodass die MU der Log-Datei exakt überprüft werden konnten. Auch die Dosisrate, nachdem die halben MU des offenen Feldes abgestrahlt waren, lag bei dem Linac 2 in der Log-Datei genau bei dem Wert, welcher während der Bestrahlung am Linac abgelesen werden konnte. Am Linac 1 ergab sich ein Fehler von $\pm 1,73 \frac{\text{MU}}{\text{min}}$, da eine Messung um $3 \frac{\text{MU}}{\text{min}}$ abwich.

Bei der Überprüfung von Tragarm- und Kollimatorwinkel fiel auf, dass die Log-Datei exakt zur Anzeige des Linacs passte. Bei der Messung mit der Wasserwaage traten Abweichungen von maximal $0,2^\circ$ auf, sodass die Winkelabweichung der Log-Datei maximal $0,2^\circ$ betrug. Im Mittel wich der Linac 2 bei der Messung des Tragarmwinkels um $(0,05 \pm 0,14)^\circ$ von der Log-Datei ab und der Kollimatorwinkel wich $(-0,03 \pm 0,12)^\circ$ ab. Am Linac 1 wich der Tragarmwinkel um $(0,05 \pm 0,08)^\circ$ ab, der Kollimatorwinkel um $(-0,15 \pm 0,08)^\circ$.

Da alle detektierten Abweichungen unter den Toleranzen von 1 mm für die Blenden- und Lamellenpositionen und unter 1° für die Tragarm- und Kollimatorwinkel lagen [17], konnte durch diese Tests sichergestellt werden, dass die in der Log-Datei aufgenommenen Parameter zu den realen Parametern am Linac passen und die Log-Dateien für die QS genutzt werden können.

4 Diskussion

Da die Bestrahlungsmethoden in der modernen Strahlentherapie immer komplexer werden, wird eine akkurate Funktionsweise des Beschleunigers umso wichtiger und die Anforderungen in den nationalen Protokollen werden immer höher [8–14, 16–18], sodass eine ständige Verbesserung und Erweiterung der QS durchgeführt werden muss. Ein voneinander unabhängiges Durchführen der QS-Tests und Betrachten der QS-Ergebnisse ist nicht mehr sinnvoll, sondern es muss ein Zusammenhang sowohl zwischen den verschiedenen QS-Tests als auch über den zeitlichen Verlauf hergestellt werden. Üblicherweise werden die Tests zur QS jedoch noch unabhängig voneinander durchgeführt, statt wie es empfehlenswert ist Zusammenhänge zwischen den Tests zu detektieren und die QS übersichtlicher zu gestalten und zu vereinfachen [45, 69, 70]. Nur mit einer Betrachtung der Zusammenhänge und mit einem QS-Phantom, das mehrere QS-Tests abdecken kann, können Verläufe der Messergebnisse, Zusammenhänge der Systemzentren und ein kompletter System-Ende-zu-Ende Test, wie er in der Strahlenschutzverordnung §116 [15] gewünscht ist, durchgeführt werden. Auch eine Erweiterung der QS zur vorausschauenden Instandhaltung ist empfehlenswert, um die Genauigkeit der Linac-Einstellungen und somit auch der Bestrahlung zu jeder Zeit zu gewährleisten. Im Folgenden wird deshalb die Erstellung einer QS-Datenbank und eines QS-Phantoms, die Durchführung der QS mit diesem Phantom und die Detektion von Linac-Fehlern zur Vermeidung von Sicherheitsunterbrechungen und unpassenden Gammaindexen diskutiert.

4.1 Entwicklung einer Datenbank zur Qualitätssicherung

Zur Erfassung der Daten und Evaluierung der Ergebnisse der verschiedenen QS-Tests gibt es als Weiterentwicklung zu den vorher einzeln genutzten Programmen, welche die Messungen der 2D-Detektoren aufnehmen, heutzutage Daten-

banklösungen, welche nicht nur die Dosismessungen, sondern auch alle weiteren durchzuführenden QS-Tests abbilden können. Ein Beispiel für eine solche Datenbank ist SunCHECK (SunNuclear, Melbourne, USA). Diese inkludiert SQL-basiert sowohl die Maschinen-QS als auch die Patienten-QS. Dabei lassen sich die Bereiche individuell nach den Wünschen des Kunden anpassen und ergänzen. Zusätzlich wertet diese Datenbank eingeladene Bilder, wie beispielsweise MV-Bilder, automatisch aus, sodass die Notwendigkeit selbst geschriebener Skripte reduziert wird und zusätzlich in-vivo Dosimetrie mit den EPID-Bildern der Patientenbestrahlung durchgeführt werden kann [71–73]. Ein Nachteil dieser Plattform ist jedoch, dass alle Pakete optional sind. Deshalb müssen, um die volle Funktion der Datenbank nutzen zu können, alle Pakete dieser Datenbank einzeln gekauft werden. Zusätzlich ist diese Datenbank nur mit den Detektoren von SunNuclear kompatibel, sodass bei Nutzung dieser Datenbank nicht mehr der Detektor des Herstellers, welcher in der Handhabung am einfachsten ist, ausgewählt werden kann. Ähnlich wie die SunCHECK Datenbank funktioniert auch die myQA Datenbank (iba Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany). Auch diese ist SQL-basiert, inkludiert sowohl die Patienten- als auch die Maschinen-QS und ermöglicht ein individuelles Anpassen der Tests an die Wünsche der jeweiligen Klinik [74]. Dabei hat diese Datenbank den Nachteil, dass in den in ihr angelegten Tests keine Ergebnisse berechnet werden können, sodass trotzdem noch zusätzliche Excel-Formulare für Rechnungen benötigt werden. Der Unterschied zwischen den beiden QS-Tools von SunNuclear und iba ist, dass myQA keine EPID-basierte in-vivo QS während der Patientenbestrahlung durchführen kann. Als weitere Datenbank gibt es die Track-it Datenbank (PTW, Freiburg, Germany). Diese ist auch auf die Bedürfnisse des Benutzers anpassbar und ermöglicht die Durchführung der Maschinen- und patientenspezifischen QS [75]. Der Vorteil zu den beiden vorher erwähnten Datenbanken ist, dass sie auch Daten von Messgeräten anderer Hersteller einlesen kann, sodass keine definierte Bindung an PTW Messgeräte vorgegeben ist.

Verglichen mit diesen kommerziellen QS-Datenbanken hat die in dieser Arbeit entwickelte Datenbank weniger Funktionen, da sie keine Patienten-QS beinhaltet, die Skripte für die Auswertung der verschiedenen QS-Tests, beispielsweise des Winston-Lutz-Tests, außerhalb der Datenbank angewendet werden müssen

und keine EPID-Dosimetrie vorhanden ist. Rechnungen zur Auswertung von Ergebnissen sind aber in der Datenbank möglich. Außerdem stellt die entwickelte Datenbank eine deutliche Verbesserung zu der unzusammenhängenden Sammlung der QS-Ergebnisse beispielsweise in einzelnen Excel-Arbeitsblättern dar, da sie den Verlauf und Zusammenhänge von Messergebnissen aufzeigt. Zusätzlich ist die selbst geschriebene QS-Datenbank frei von Lizenzgebühren und kann an die individuellen Wünsche und an alle genutzten QS-Detektoren angepasst werden kann, sodass in ihr sowohl die Ergebnisse der PTW Detektoren als auch der iba Detektoren erfasst sind. Da die Datenbank somit an die Anforderungen der Klinik angepasst ist, kann sie in der klinischen Routine genutzt werden.

Eine ähnliche selbst entwickelte Datenbank hat auch Roberts [76] erstellt und deren praktischen Nutzen erläutert. Genau wie bei der in dieser Arbeit entwickelten Datenbank, war es das Ziel, die Messergebnisse der QS strukturiert zu erfassen und einen Überblick über die Ergebnisse zu ermöglichen. Auch Roberts hat die Datenbank auf die individuellen Bedürfnisse der Klinik angepasst und in VBA erstellt, sodass diese in der klinischen Routine genutzt werden kann. Diese Studie zeigt somit auch, dass eine selbstentwickelte VBA-Datenbank eine Alternative gegenüber kommerziellen Produkten ist.

4.1.1 Probleme der Qualitätssicherungs-Datenbank

Bei der Erstellung und Nutzung der in Microsoft Access selbst gebauten Datenbank treten Probleme auf, wenn die Datenbank auf PCs mit verschiedenen Officeversionen genutzt wird. Wird das Versenden von E-Mails in Office 2010 eingebaut und die Datenbank dann in Office 2016 geöffnet, tritt ein Fehler auf, da in Office 2016 das entsprechende Outlookpaket fehlt, sodass die Mailfunktion nur unter Office 2010 nutzbar ist. Auch durch weitere Aktualisierungen der Officeversionen können Funktionen der Datenbank eingeschränkt werden, sodass die Erstellung einer Accessdatenbank zwar kostenlos, jedoch fehler- und wartungsanfällig ist, wobei die Fehler im Gegensatz zu kommerziellen Datenbanken durch Umprogrammierung der Datenbank selbst zu beheben sind und die Datenbank immer wieder selbstständig auf die eigenen Bedürfnisse angepasst werden kann. Die

Wartung der selbst entwickelten Datenbank ist deshalb recht aufwändig, so wird jedoch sichergestellt, dass diese immer wie gewünscht funktioniert und die QS-Tests, die auf den klinischen Ablauf angepasst sind, immer durchgeführt werden können.

4.2 Entwicklung eines Phantoms zur Qualitätssicherung

Es gibt auch kommerzielle QS-Phantome, welche nicht nur wie in Kapitel 2.2.1 bis Kapitel 2.2.8 beschrieben für einzelne QS-Tests ausgelegt sind, sondern mehrere QS-Tests in einem Phantom vereinen, um die QS zu erleichtern und zu verbessern. Ein Beispiel dafür ist das Ruby Phantom (PTW, Freiburg, Deutschland) [45]. Jedes Phantom hat sowohl seine Vorteile, als auch seine Nachteile. Das Ruby Phantom inkludiert wie auch das UMM-Phantom für den Ende-zu-Ende Test gewebeäquivalentes Material und eine Aushöhlung zur Punktdosismessung mit der Ionisationskammer. Im Vergleich zum UMM-Phantom hat das Ruby Phantom hierbei jedoch den Vorteil, dass es zusätzlich MR-sichtbare Inlays enthält, sodass auch am MR-Linac mit diesem Phantom ein Ende-zu-Ende Test durchführbar ist. Für die einzelnen Linac-QS-Tests beinhaltet das Ruby Phantom kV-Inlays zur Durchführung der Registrierung für das kV-Zentrum und eine MV-sichtbare Kugel für den Winston-Lutz-Test. Jedoch nutzt dieses Phantom nicht die Möglichkeit, alle Tests mit Positionierung auf ein Isozentrum durchzuführen, um alle Abweichungen der Systemzentren vom Strahlungsisozentrum in einem QS-Test zu evaluieren und die Vektoren zur Korrektur der Systemzentrumpositionen zu bestimmen, was das UMM-Phantom ermöglicht. Im Vergleich zum Ruby Phantom benötigt das UMM-Phantom außerdem keine verschiedenen Einsätze, um die aufgeführten QS-Tests durchführen zu können. Zusätzlich kann eine höhere Präzision angenommen werden, da das UMM-Phantom in einem Stück gedruckt wurde und nicht beispielsweise eine Kugel für den Winston-Lutz-Test, die aus einem anderen Material besteht, nachträglich bei der Bauphase eingesetzt werden muss und so von ihrer Position leicht variieren kann. Ein weiterer Vorteil des UMM-Phantoms

ist, dass es zusätzliche Tests wie die CT-Laser-QS, die Oberflächenverfolgungs-QS, die CTDI-Messung und die Überprüfung der Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld enthält. Außerdem ist das UMM-Phantom mit 1000 Euro Herstellungskosten weitaus günstiger als das ungefähr 25000 Euro kostende Ruby Phantom. Das UMM-Phantom bietet jedoch mit Ausnahme der MR-Kompatibilität die gleichen und sogar weitere Funktionen für die QS, wobei die Bestimmung der geometrischen Isozentrumsabweichung während des Ende-zu-Ende Tests auf Grund ihrer Wichtigkeit für eine exakte Patientenbestrahlung hier noch einmal hervorzuheben ist. Ähnliche Funktionen wie das Ruby Phantom hat auch das Lucy Phantom (Standard Imaging, Middleton, USA), welches als Phantom für stereotaktische Bestrahlungen ausgelegt ist. Auch mit diesem ist eine Durchführung des Winston-Lutz-Tests und eines Ende-zu-Ende Tests auch für MR Linacs möglich. Zusätzlich kann mit Hilfe von Filmen in diesem Phantom eine patientenplanspezifische QS durchgeführt werden. Jedoch hat auch dieses Phantom verschiedene Einsätze, bestimmt keine geometrische Isozentrumsabweichung und ermöglicht die Durchführung von weniger QS-Tests im Vergleich zum UMM-Phantom [77]. Das UMM-Phantom hat deshalb sowohl zu dem Ruby und dem Lucy Phantom, als auch gegenüber den für die einzelnen QS-Tests genutzten Phantomen den Vorteil, dass nicht mehrere verschiedenen Phantome positioniert werden müssen, ein Zusammenhang zwischen den einzelnen QS-Tests hergestellt werden kann und die geometrische Isozentrumsabweichung und die dosimetrische Abweichung im Ende-zu-Ende Test bestimmt werden können.

4.2.1 Fertigung des UMM-Phantoms

Das ursprüngliche Ziel war es, das UMM-Phantom wasseräquivalent herzustellen, um besonders bei der CTDI-Messung weniger Umrechnungsfaktoren zu benötigen. Deshalb wurde PA12 als 3D-druckbares und bezogen auf die ED wasseräquivalentes Material genutzt. Bei der Fertigung des Phantoms stellte sich jedoch heraus, dass es nicht möglich ist, einen $22\text{ cm} \times 22\text{ cm} \times 22\text{ cm}$ Würfel aus PA12 zu drucken, da je dicker eine massive Schicht gedruckt wird, die Zugfestigkeit und Bruchdehnung umso schlechter wird [47]. Außerdem hätte ein massiver Druck zu einem Gewicht des Phantoms von rund 10 kg geführt, was die Hand-

habung deutlich beeinträchtigt hätte. Deshalb wurden Alternativen zum massiven Druck getestet. Eine Gitterstruktur in verschiedenen Größen, z.B. mit 5 mm Durchmesser, zu drucken ist möglich, jedoch führte diese zu unübersichtlichen kV- und MV-Bildern. Deshalb war die finale Lösung, das PA12 Pulver ungesintert im Inneren zu belassen und nur die Wände und die PA12 Zylinder, welche im kV- und MV-Bild sichtbar sein sollten, gesintert zu drucken. Dies führte jedoch dazu, dass auf Grund der Dichte des PA12 Pulvers für die CTDI-Messung ein zusätzlicher Einfluss auf den Umrechnungsfaktor bestimmt werden musste. Eine weitere Auswirkung des Pulvers, wie beispielsweise eine Änderung der Struktur durch die Bestrahlung, ist bisher nicht aufgetreten. Außerdem wurden PA12 Zylinder statt PA12 Kugeln gewählt, da bei PA12 Kugeln mit beispielsweise einem Durchmesser von 16 mm der Dichteunterschied zwischen gesintertem und ungesintertem PA12 zu gering ist, sodass diese im MV-Bild nicht eindeutig zu erkennen waren. Das Problem der Sichtbarkeit tauchte auch bei der Lichtfeld-Strahlenfeld Messung auf, weshalb Wolfram mit einer Dichte von $19,3 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ [78] als eines der dichtesten Metalle gewählt wurde, um den Draht im MV-Bild sichtbar zu machen. Da im 3D-Druckverfahren keine unterschiedlichen Materialien miteinander kombiniert werden können, musste außerdem die anfängliche Idee verworfen werden, MR-sichtbare Inlays in das Phantom einzubringen und es somit in MR-Linacs einsetzen zu können. Nach der Analyse dieser Fertigungsmöglichkeiten, wurde jedoch ein möglichst gut zu den QS-Tests passendes Phantom entworfen.

4.2.2 Auffälligkeiten bei der Durchführung der einzelnen Qualitätssicherungs-Tests

In Kapitel 3.2 traten einige Abweichungen zwischen den Messungen mit den kommerziellen Phantomen und dem UMM-Phantom auf. Damit das UMM-Phantom trotz dieser Abweichungen für die reguläre QS genutzt werden kann, müssen die Ursachen für diese Abweichungen analysiert werden. Auch weitere Auffälligkeiten bei der Durchführung der einzelnen QS-Tests, welche beispielsweise die Ergebnisse beeinflussen, werden im Folgenden diskutiert.

CT-Laser Konstanzprüfung

Bei der QS des CT-Lasers traten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen mit dem Wilke Phantom und dem UMM-Phantom auf, obwohl das Bild zur QS mit einer Schichtdicke von 2 mm aufgenommen wurde und deshalb das Isozentrum nur auf maximal 2 mm genau gesetzt werden konnte. Zusätzlich kann sich der Tisch im manuellen Modus nur in 0,5 mm-Schritten bewegen. Somit wären Unterschiede von bis zu 2 mm erklärbar. Zur Vermeidung von Fehlern bedingt durch die Schichtdicke der Aufnahme, können deshalb auch geringere Schichtdicken gewählt werden. Da jedoch, obwohl Fehler von bis zu 2 mm erklärbar wären, die gemessenen Abweichungen mit beiden Phantomen unter 1 mm lagen und somit die Toleranz von 1 mm des TG-142 Berichts [17] gleichermaßen erfüllt war, bestätigt dies, dass eine Genauigkeit der Testdurchführung mit einer Aufnahmeschichtdicke von 2 mm ausreicht, der Test weiterhin mit diesen Aufnahmeparametern durchgeführt werden kann und beide Phantome gleichermaßen für die Durchführung des QS-Tests geeignet sind.

Konstanzprüfung des Oberflächenverfolgungssystems

Bei der Oberflächenverfolgungs-QS traten Unterschiede in den Varianzen zwischen den Messungen mit dem HZ-023 Phantom und dem UMM-Phantom auf, wenn 5 Mal hintereinander derselbe Wert der Rotation mit einem der Phantome gemessen wurde und bei dem anderen Phantom unterschiedliche Werte auftraten. Es ist unwahrscheinlich, dass 5 Mal hintereinander das Phantom exakt gleich positioniert wird, weshalb davon auszugehen ist, dass diese identischen Werte der Rotation des Phantoms durch eine begrenzte Genauigkeit des Oberflächenverfolgungssystems zustande kommen. Da jedoch die Unterschiede bei der Detektion der Rotation nur bei $0,01^\circ$ lagen, ist von einer vernachlässigbar geringen unterschiedlichen Detektion der Phantomrotation auszugehen, sodass die gemessenen Ergebnisse mit beiden Phantomen als identisch angesehen werden können und der QS-Test mit beiden Phantomen durchgeführt werden kann. Beide Phantome detektierten somit gleichermaßen eine akzeptable Einstellung des Zentrums der Oberflächenverfolgung, da die Toleranz von 2 mm [18] erfüllt war.

kV-Zentrums- und Tischbewegungsüberprüfung

Die Unterschiede zwischen den Messungen mit dem Quasar PentaGuide Phantom und dem UMM-Phantom bei dem kV-Zentrumstest können auftreten, weil das Isozentrum im Planungssystem manuell gesetzt werden muss. Das Isozentrum im UMM-Phantom wurde so gesetzt, dass zum einen für alle Linacs die gleiche Referenz gilt, zum anderen das Isozentrum sich möglichst exakt im MV-Isozentrum, welches wie in Kapitel 2.2.4 beschrieben bestimmt wurde, befindet und gleichzeitig auch möglichst exakt auf dem nicht zentralen Marker sitzt. Werden wie bei dem Quasar PentaGuide Phantom für die Linacs teilweise unterschiedliche Referenzen genutzt, befindet sich zum einen das gesetzte Isozentrum nicht bei allen Referenzen exakt hinter dem Marker und zum anderen kann es zu detektierten Unterschieden des kV-Zentrums zwischen den Linacs kommen, die eigentlich nicht existieren sollten. Die einzelnen unsystematischen Abweichungen bei der Überprüfung der Tischbewegung können auftreten, wenn beispielsweise das Phantom bei der Tischbewegung leicht auf dem Tisch rutscht. Um eine Bewegung des Phantoms zu vermeiden, besitzt das Quasar PentaGuide Phantom eine rutschfeste Unterseite. Diese ist beim UMM-Phantom nicht vorhanden, sodass das UMM-Phantom bei schnellen Tischbewegungen etwas verrutschen kann. Deshalb muss bei der Durchführung des Tests mit dem UMM-Phantom darauf geachtet werden, den Tisch nicht ruckartig zu bewegen. Zusätzlich sind die Ergebnisse des Tischbewegungstests weniger genau als die des Isozentrumstests, da nur visuell der Abstand vom Marker zum Laser gemessen wird. Die vereinzelt Abweichungen können somit erklärt werden, sodass beide Phantome vergleichbare Ergebnisse liefern und für die QS-Tests genutzt werden können. Bei der Auswertung der Einstellung des kV-Zentrums war somit festzustellen, dass es bei allen genutzten Linacs passend eingestellt war, denn die 2 mm Toleranz [16] wurde bei allen Linacs unterschritten und es wurden maximal 1 mm Abweichung festgestellt. Diese Genauigkeit der Messungen mit dem UMM-Phantom und dem Quasar PentaGuide entsprach auch den Ergebnissen von Guan et al. [79], Wiehle et al. [80] und Sykes et al. [37]. Laut diesen Studien ist mit dem Quasar PentaGuide Phantom eine reproduzierbare Messung des kV-Zentrums möglich, wobei das kV-Zentrum auf unter 1 mm genau gemessen werden kann und die Präzision der Tischbewegung auf unter 2 mm genau bestimmt werden kann.

Winston-Lutz-Test

Die statistisch signifikanten Unterschiede beim Winston-Lutz-Test zwischen den Phantomen können durch die begrenzte Auflösung des EPIDs erklärt werden, da bei diesen Messwerten, bei welchen statistisch signifikante Unterschiede vorlagen, die Varianzen kleiner als 0,25 mm und somit kleiner als ein Pixel waren und auch der Unterschied der Mittelwerte der beiden Phantome kleiner als ein Pixel war. Die Differenz kann somit möglicherweise rein durch die Interpolation entstanden sein. Diese Abweichungen beeinflussen deshalb nicht die Möglichkeit der Nutzung des UMM-Phantoms für den Winston-Lutz-Test und beide Phantome lieferten innerhalb der Auflösung des EPIDs identische Ergebnisse. Auch die bedingt durch die geringe Anzahl an genutzten Winkeln etwas ungenaueren Ergebnisse bei der Auswertung des Winston-Lutz-Tests im Vergleich zur exakten Positionierung des Phantoms im MV-Isozentrum, führten nur zu einer Abweichung des Tragarmisozentrums von weniger als einem Pixel, weshalb diese Auswertemethode für die Konstanzprüfung genutzt werden kann. Zusätzlich erfüllten beide Phantome die Toleranz von 1 mm für Stereotaxielinacs und 2 mm für IMRT Linacs [17] für den Radius der Isozentrumskugel, wobei die Toleranz für Stereotaxielinacs nur ohne Tischdrehung erfüllt war.

Bei der Streuung der Messwerte des Tischzentrums ist außerdem auffällig, dass diese einen Halbkreis um den Punkt der Kugelposition bilden. Dies kommt dadurch zustande, dass das Tischzentrum nicht auf das Strahlungsisozentrum, sondern auf das Retikel, welches wegen des im folgenden Absatz erklärten durchhängenden Tragarms eine Abweichung zum MV-Isozentrum von ungefähr 0,7 mm bei einem Tragarmwinkel von 0° hat, eingestellt ist. Das Tischzentrum ist deshalb im Vergleich zum Strahlungsisozentrum 0,7 mm in Kopf-Richtung verschoben. Somit ist zu erwarten, dass die Messungen des Tischzentrums bei verschiedenen Winkeln einen Halbkreis mit diesem Radius um das Tischzentrum bilden. Dies ist in Abbildung 2.10 sichtbar. Der Radius des Kreises, der um die Messwerte des Tischzentrums gezogen werden kann und seinen Ursprung im MV-Isozentrum hat, ist deshalb größer, als der Radius um die Messwerte von Tragarm- und Kollimatorzentrum. Zusätzlich kann das UMM-Phantom bei schneller Tischdrehung verrutschen, da das Phantom im Gegensatz zum Ballbearingphantom nicht mit

dem Tisch verschraubt werden kann. Deshalb müssen schnelle Drehungen des Tisches bei Messung mit dem UMM-Phantom vermieden werden, um korrekte Messwerte zu erhalten. Des Weiteren besitzt das UMM-Phantom im Gegensatz zum Ballbearingphantom keine Mikrometerschraube zur Positionierung im MV-Isozentrum. Es konnte zwar festgestellt werden, dass auch mit Hilfe des Tisches das UMM-Phantom auf 0,1 mm genau positioniert werden kann, eine Studie von Markovich et al. [38] zeigt jedoch, dass die Positionierung mit der Mikrometerschraube zu genaueren Ergebnissen führen kann.

Nicht nur auf das Tischzentrum nimmt der durchhängende Tragarm Einfluss, sondern auch bei der Bestimmung der einzelnen Messwerte für das Tragarmisozentrum wird das Durchhängen des Tragarmes sichtbar. So hängt sowohl bei 0° Tragarmwinkel als auch bei 180° Tragarmwinkel der Tragarm nach unten durch, so dass bei 0° eine Verschiebung des Strahlenfeldzentrums in Kopf-Richtung und bei 180° eine Verschiebung des Strahlenfeldzentrums in Fuß-Richtung entsteht. Obwohl das Durchhängen des Tragarms nur maximal einige hundertstel Grad ausmacht, kann dies zu Differenzen des Strahlenfeldzentrums zum Kugelzentrum von mehr als 1 mm bei den verschiedenen Tragarmwinkeln führen, was durch den Abstand von 1600 mm von der Gun zum EPID bedingt ist.

Weitere Unterschiede in den Messpunkten, wie eine Abweichung über 1 mm in den Messwerten des Kollimatorzentrums, können auftreten, wenn sich die Lamellen und Blenden nicht an der korrekten Position befinden. So ist beispielsweise, wenn die Y2 Blende zu weit innerhalb des Feldes steht, das Strahlungszentrum bei 0° Kollimatorwinkel in Fuß-Richtung verschoben und bei 180° Kollimatorwinkel in Kopf-Richtung verschoben. Derselbe Effekt tritt auf, wenn die Y1 Blende sich zu weit außerhalb des Strahlenfeldes befindet, dann ist jedoch das Strahlenfeld größer als die erwartete Feldgröße von $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. Wenn die Kopf-Fuß-Verschiebungen des Strahlungszentrums bei 90° und 270° Kollimatorwinkel auftreten, dann sind die MLCs nicht korrekt justiert. Es treten dieselben Effekte wie bei den Blenden auf, nur dass bei 90° Kollimatorwinkel die X1 Lamellen der Position der Y2 Blenden bei 0° Kollimatorwinkel entsprechen. Die Zuordnung der Lamellen und Blenden ist in Abbildung 4.1 dargestellt. So lassen sich zusätzlich schlecht eingestellte Lamellen und Blenden durch den Winston-Lutz-Test detektieren. Das selbst geschriebene Matlabskript wertet deshalb bei der Auswertung

des Winston-Lutz-Tests gleichzeitig mit aus, ob Abweichungen der Lamellen oder der Blenden vorliegen, und gibt an, welche Lamellen oder Blenden nicht mehr korrekt kalibriert sind, um den Linac wieder korrekt einstellen zu können.

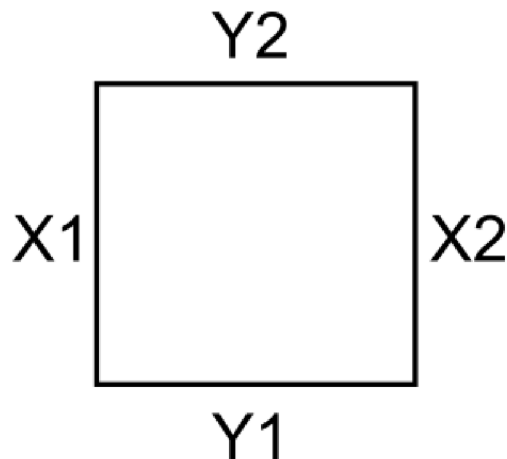


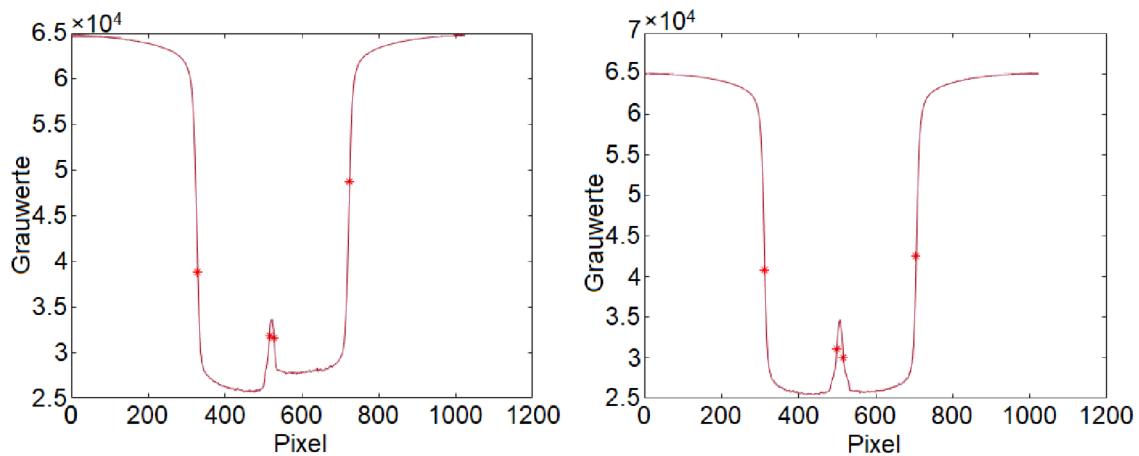
Abbildung 4.1: Zuordnung der Bezeichnung der Lamellen und Blenden.

kV-MV Isozentrumsübereinstimmung

Der Unterschied in der Übereinstimmung des kV- und MV-Isozentrums gemessen mit dem Ballbearingphantom und dem UMM-Phantom trat nur bei einem der betrachteten drei Linacs auf. Da bei der Betrachtung aller Messwerte im Mittel ein Unterschied zwischen dem Ballbearingphantom und dem UMM-Phantom von 0,2 mm und somit weniger als einer Pixelgröße auftrat, kann das UMM-Phantom trotzdem für die Prüfung der Übereinstimmung der Isozentren genutzt werden. Dabei ist der detektierte mittlere Unterschied von 0,2 mm sogar geringer als die von Markovich et al. [38] detektierte Abweichung zwischen dem Ballbearingphantom und einem würfelförmigen Phantom von 0,5 mm, sodass auch dies auf eine gute Übereinstimmung der Messwerte des UMM-Phantoms und des Ballbearingphantoms schließen lässt. Da mit beiden Phantomen die Messergebnisse unter 1 mm Differenz zwischen dem kV- und dem MV-Isozentrum anzeigten, passte bei allen Linacs das kV-Zentrum zum MV-Isozentrum, da die Toleranz von 2 mm [17] erfüllt war.

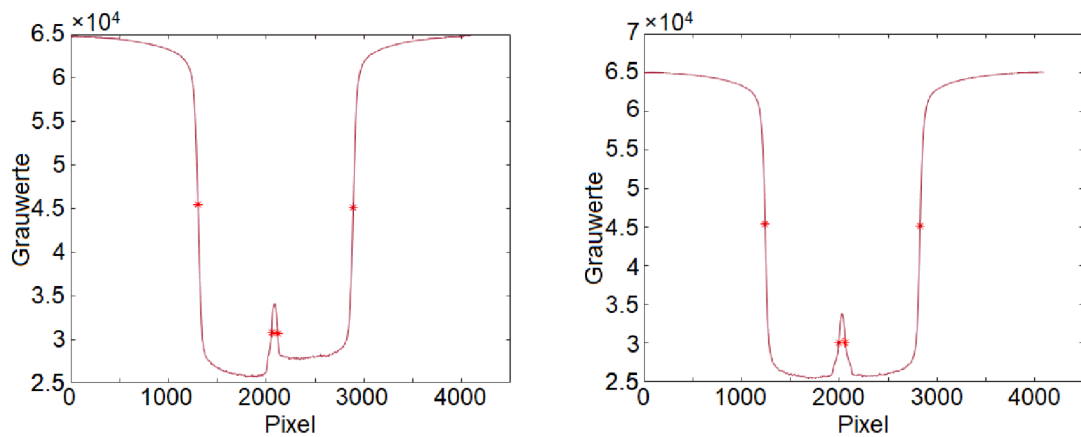
Die Übereinstimmung von kV- und MV-Isozentrum kann jedoch durch eine geeignete Einstellung der 'kV-flexmap', welche das kV-Zentrum definiert, noch weiter verbessert werden. Standardmäßig wird zur Einstellung des kV-Zentrums das Ballbearingphantom im MV-Isozentrum positioniert und in dieser Position die 'kV-flexmap' aufgenommen, um das kV-Zentrum in das MV-Zentrum zu setzen. Um das MV-Isozentrum zu bestimmen und das Ballbearingphantom in diesem zu positionieren, werden dazu die aufgenommenen MV-Bilder mit der XVI-Software des CBCTs ausgewertet und die Positionierung des Ballbearingphantoms relativ zum MV-Zentrum angegeben. Dabei treten jedoch Probleme bei dieser Auswertung der MV-Bilder mit der XVI-Software in Kopf-Fuß-Richtung auf, da die Software sowohl für die Bestimmung der Feldgrenze als auch für die Detektion des Kugelzentrums das steilste Gradientenverfahren einsetzt [81]. Dies führt in der XVI-Software zu einem Fehler der Isozentrumsbestimmung in Kopf-Fuß-Richtung. Riis et al. [81] gehen davon aus, dass der Fehler im steilsten Gradientenverfahren zustande kommt, da die MV-Bilder immer unter einem Kollimatorwinkel von 90° und 270° aufgenommen werden. So würden die Feldgrenzen in Kopf-Fuß-Richtung, die durch die Lamellen weniger klar definiert sind als die Grenzen in links-rechts-Richtung durch die Blenden, zu Fehlern im steilsten Gradientenverfahren führen. In dieser Arbeit wurden jedoch auch Bilder unter den Kollimatorwinkeln 0° und 180° in die CBCT-Software geladen, die zu demselben Fehler in Kopf-Fuß-Richtung führten, sodass dieser Grund für die fehlerhafte Bestimmung des Isozentrums in Kopf-Fuß-Richtung widerlegt werden konnte. Es konnte in dieser Arbeit jedoch detektiert werden, dass der Fehler dennoch im steilsten Gradientenverfahren liegt, da durch die Stange des Elekta Ballbearingphantoms, die aus Fuß-Richtung in das EPID-Bild ragt und an welcher die Kugel befestigt ist, der Grauwertverlauf im MV-Bild in Fuß-Richtung ein anderer als in Kopf-Richtung ist. So werden die Feldgrenzen nicht auf dem gleichen Grauwertniveau detektiert, wie in Abbildung 4.2a beispielhaft anhand der mittleren ausgewerteten Spalte dargestellt ist. Auch auf die Grauwerte für die Detektion der Kugel nimmt diese Stange Einfluss und führt durch das steilste Gradientenverfahren dazu, dass auch bei der Kugel die Grenzen in Kopf-Fuß-Richtung nicht auf dem gleichen Grauwertniveau detektiert werden. Die ist in Abbildung 4.2a mittig zu sehen. Da sich in links-rechts-Richtung keine weiteren Materialien im Bild befinden, sind die Ergebnisse der steilsten Gradienten bei der Bestimmung der Feldgrenze ungefähr bei einem identischen Grau-

wert, sodass keine deutliche Abweichung zu den Ergebnissen des Matlabskripts entsteht. Die Grenzen bei der Bestimmung der Kugelposition variieren bei der Nutzung des steilsten Gradientenverfahrens in links-rechts-Richtung ungefähr genauso wie in Kopf-Fuß-Richtung, beeinflussen aber, da sie enger zusammen liegen als die Feldgrenzen, die Bestimmung der Abweichung weniger. Auch dies ist beispielhaft anhand einer Zeile in Abbildung 4.2b gezeigt. Das in dieser Arbeit selbst geschriebene Matlabskript nutzt einen Schwellwert zur Detektion der Halbwertsbreite des Feldes und eine Hough-Transformation mit vorher angewendetem Schwellwert zur Detektion der Kugel. Die Feld- und Kugelgrenzen, die im Matlabskript durch den Schwellwert auf demselben Grauwertniveau in beide Richtungen detektiert werden, sind in Abbildung 4.3 gezeigt. Da eine Bestimmung der Feldgrenze anhand eines identischen Grauwertniveaus sinnvoller ist, als sich den Gradienten anzuschauen, auf welchen keine feste Feldgrenze zurückgeführt werden kann, wurde für die in dieser Arbeit ausgewerteten Phantomtests nicht das steilste Gradientenverfahren, sondern das selbst geschriebene Skript für die Bestimmung des MV-Isozentrums genutzt. Zusätzlich kann das Ergebnis des in dieser Arbeit durchgeführten Tests zur kV-MV Isozentrumsübereinstimmung verbessert werden, wenn das Ballbearingphantom vor der Aufnahme der 'kV-flexmaps' mit der im Matlabskript genutzten Schwellwertmethode statt der XVI-Software positioniert wird. Da der Fehler in der XVI-Software auf Grund dieser Arbeit nun bekannt ist, wurde bei allen in der Klinik verfügbaren Linacs das kV-Zentrum mit Hilfe des Matlabskripts umgestellt, um eine korrekte Patientenbestrahlung zu gewährleisten. Auf Grund der unterschiedlichen Bildauswertung wurden an den vorhandenen Linacs Abweichungen von bis zu 1,02 mm in Kopf-Fuß-Richtung zwischen dem kV- und MV-Isozentrum detektiert. Diese werden mit der Umstellung der Position des kV-Zentrums nun vermieden, sodass eine exaktere Positionierung des Patienten mit dem CBCT möglich sein sollte.



(a) Kopf-(Richtung 0 Pixel) Fuß-(Richtung 1200 Pixel) Auswertung der Feldgrenze und Kugelgrenze mittels des steilsten Gradientenverfahrens mit ungleichmäßig bestimmten Feldgrenzen in beide Richtungen. **(b)** Links-(Richtung 0 Pixel) rechts-(Richtung 1200 Pixel) Auswertung der Feldgrenze und Kugelgrenze mittels des steilsten Gradientenverfahrens mit Feldgrenzen bei ähnlicheren Grauwertniveaus.

Abbildung 4.2: Steilsten Gradientenverfahren zur Bestimmung der Feld- und Kugelgrenzen beispielhaft betrachtet an der jeweils mittleren Zeile oder Spalte des aufgenommenen MV-Bildes.



(a) Kopf-(Richtung 0 Pixel) Fuß-(Richtung 4500 Pixel) Auswertung der Feldgrenze und Kugelgrenze mittels des Schwellwertverfahrens und Erhöhung der Pixelwerte durch lineare Interpolation mit Feldgrenzen auf identischem Grauwertniveau in beide Richtungen. **(b)** Links-(Richtung 0 Pixel) rechts-(Richtung 4500 Pixel) Auswertung der Feldgrenze und Kugelgrenze mittels des Schwellwertverfahrens und Erhöhung der Pixelwerte durch lineare Interpolation mit Feldgrenzen auf identischem Grauwertniveau in beide Richtungen.

Abbildung 4.3: Schwellwertverfahren zur Bestimmung der Feld- und Kugelgrenzen beispielhaft betrachtet an der jeweils mittleren Zeile oder Spalte.

CTDI-Messung

Bei der Bestimmung des CTDIs mit dem UMM-Phantom und den PMMA-Phantomen trat jeweils an einem Linac ein Unterschied bei der S20/F0-Messung und der M20/F1-Messung auf. Beide Abweichungen lagen jedoch innerhalb der Kammergenauigkeit von 5 % und deutlich unterhalb der Toleranz von ± 35 %, die in der XVI Anleitung [30] angegeben ist. Außerdem lagen sie unterhalb des größten Fehlers für einen der Umrechnungsfaktoren auf das UMM-Phantom, der für M20/F1 4,48 % und für S20/F0 CCW 2,60 % beträgt. Da im Rahmen dieser Fehlerquellen diese Werte also vergleichbar sind, kann das UMM-Phantom mit den Umrechnungsfaktoren für die CTDI-Messung genutzt werden. Die erlaubten Abweichungen vom Referenzwert des CTDI von ± 35 % waren mit allen gemessenen Phantomen erfüllt. Die Messung mit dem UMM-Phantom ist jedoch deutlich einfacher durchzuführen, da es auf Grund der eckigen Form nicht rollt, es kürzer als 40 cm ist und kein zusätzliches Streumaterial benötigt wird. Die zusätzliche Fehlerquelle des UMM-Phantoms durch die Nutzung der Umrechnungsfaktoren muss jedoch beachtet werden.

Sowohl bei der Messung mit den PMMA-Phantomen als auch mit dem UMM-Phantom tritt bei der CTDI-Messung im CBCT das Problem auf, dass das Dosisprofil entlang der Zentralachse nicht gleichmäßig ist und die Ausläufer des Dosisprofils und die Streuung sich nicht mehr im Messbereich der normalerweise genutzten 10 cm langen Ionisationskammer befinden [82]. Eine Studie von Geleijns et al. [50] nutzt deshalb zusätzlich zu dem verlängerten Phantom eine 30 cm lange Ionisationskammer, um die Ausläufer des Dosisprofils und die Streuung außerhalb der zentralen 10 cm aufnehmen zu können. Der mit der 30 cm langen Kammer aufgenommene Wert wird $CTDI_{300}$ genannt. Die Studie zeigt, dass der gewichtete $CTDI_{100}$ den $CTDI_{300}$ nur leicht unterschätzt und deshalb eine Messung auf 30 cm Länge vernachlässigt werden kann. Für das Körperphantom liegen die Faktoren zwischen 0,98 und 1,08 zwischen dem gewichteten $CTDI_{100}$ und dem $CTDI_{300}$. Für das Kopfphantom wurden Faktoren von 1,08 bis 1,11 gemessen. Auf Grund dieser Studie wurde auch im UMM-Phantom nur mit einer 10 cm langen Kammer gemessen, Fehler im einstelligen Prozentbereich können jedoch durch diese Länge der Messkammer entstehen.

Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld

Die Abweichungen bei der Bestimmung der Übereinstimmung der Lichtfeld- und Strahlenfeldgröße mit den unterschiedlichen Messmethoden können dadurch zustande kommen, dass der Startrack nur für eine Feldgrößenmessung von $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ und $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ ausgelegt ist. Dieser kann kleinere Feldgrößen zwar detektieren, es kann dabei jedoch auf Grund der Auflösung des Startracks zu Fehlern kommen. Die Unterschiede der Licht- und Strahlenfeldmessungen lagen außerdem nahe der Messgenauigkeit des Startracks von $0,5\text{ mm}$ [41] und des EPID von $0,25\text{ mm}$. Zusätzlich ist die Messung mit Lineal nutzerabhängig und nicht genauer als ungefähr 1 mm , sodass die mit beiden Messmethoden aufgenommenen Ergebnisse im Rahmen dieser Fehlermöglichkeiten vergleichbar sind. Insgesamt war nur bei einer Messung bei der Feldgröße vom $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ eine Abweichung oberhalb der im TG-142 Bericht vorgegebenen Toleranz von 2 mm festzustellen, sodass die Übereinstimmung zwischen Licht- und Strahlenfeld bei den betrachteten Linacs gegeben war.

Die Messung mit dem UMM-Phantom bringt den Vorteil, dass durch die Messung sowohl des Licht- als auch des Strahlenfeldes mit dem EPID ein Zusammenhang zwischen der Position dieser Felder festgestellt werden kann. Eine Verschiebung des Lichtfeldes im Vergleich zum Strahlenfeld würde bei der Messung mit Startrack und Lineal hingegen weniger schnell auffallen. Außerdem hat der EPID mit 4 Pixeln pro Millimeter eine deutlich höhere Auflösung als der Startrack, der nur eine Auflösung von 1 Pixel auf 5 mm auf den Hauptachsen beziehungsweise 7 mm auf den Diagonalen hat [41]. Zusätzlich ist die Messung der Licht- und Strahlenfeldgröße und -position mit dem UMM-Phantom im Vergleich zur vorherigen Methode mit Startrack und Lineal vereinfacht und verringert somit den Zeitaufwand.

Es gibt viele weitere Methoden die Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld zu prüfen. Eine weitere Methode nutzt zum Beispiel den field check (PTW, Freiburg, Deutschland). Dieser beinhaltet auf der Diagonalen bewegliche Marker, welche auf das Lichtfeld eingestellt werden. Diese Marker sind im EPID-Bild sichtbar, sodass sowohl das Lichtfeld als auch das Strahlenfeld über dieses EPID-Bild ausgewertet werden können. Alternativ gibt es beispielsweise das X-LITE Phantom (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Deutschland). Dieses hat eine fluoreszierende

Schicht auf der Oberfläche, die nach der Bestrahlung minutenlang nachleuchtet und somit visuell das Lichtfeld und das Strahlenfeld verglichen werden können. Auch digitale Lineale, die auf das Lichtfeld positioniert werden und nach der Bestrahlung anzeigen, bis wohin das Strahlenfeld reichte, sind kommerziell erhältlich (RaySafe DXR + X-ray test Device und QUART nonius Electronic X-Ray ruler for field and fan-beam measurements). Weitere Phantome mit im MV-Bild sichtbaren Markern zur Detektion der Lichtfeldgrenze zur Bestimmung der Übereinstimmung von Licht- und Strahlenfeld wurden von Njeh und Prisciandro. et al [83, 84] mit dem Ergebnis einer maximalen Abweichung der Feldgrößen von 2,5 mm getestet. Somit liefert das UMM-Phantom vergleichbare Ergebnisse zu kommerziellen Phantomen, die den EPID als Auswertemethode nutzen.

Dosimetrischer und geometrischer Ende-zu-Ende Test

Einfluss auf die Dosismesswerte im UMM-Phantom und im IMRT Thorax Phantom nehmen statistische Ungenauigkeiten von 1 % aus der Dosisberechnung im TPS und zusätzlich Ungenauigkeiten der Ionisationskammer, welche mit einer maximalen Abweichung von $\pm 5\%$ angegeben sind, in der Realität jedoch geringer ausfallen. Trotz dieser möglichen Fehlerquellen waren keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen festzustellen. Nach Studien von Lehmann et al. und Poppinga et al. [45, 46] passt beim dosimetrischen Ende-zu-Ende Test ein Abweichung von unter 3 % bzw. unter 3,3 % optimal zum Bestrahlungsplanungssystem. Nach dem Bericht der ICRU 24 [21] sind sogar bis zu 5 % dosimetrische Abweichung erlaubt. Der mit dem UMM-Phantom gemessenen Mittelwert der Dosisabweichung zum TPS von $(1,82 \pm 1,03)\%$ zeigte deshalb, dass die Linacs dosimetrisch optimal eingestellt waren, und auch das IMRT Thorax Phantom mit einer mittleren Abweichung von $(2,09 \pm 1,11)\%$ bestätigte dieses Ergebnis.

Die Abweichung der Messungen der beiden Phantome am Linac 3 beim geometrischen Ende-zu-Ende Test waren darauf zurück zu führen, dass diese Messungen nicht am selben Tag durchgeführt wurden, sodass dort reale Änderungen auftreten konnten und diese Abweichung nicht im Zusammenhang mit den verschiedenen Phantomen stehen muss. Allgemein zeigte der geometrische Ende-

zu-Ende Test am Linac 1 und Linac 3 jedoch Abweichungen, welche die Toleranzen von 1 mm für Stereotaxielinacs ohne Tischdrehung und 2 mm für IMRT-Bestrahlungen mit Tischdrehung überschritten. Nur der Linac 2 erfüllte beim geometrischen Ende-zu-Ende Test weiterhin die Toleranz für SBRT Bestrahlungen ohne Tischdrehung und für die IMRT-Bestrahlung mit Tischdrehung. Somit sollte bei der aktuellen Einstellung nur dieser Linac für diese Bestrahlungen genutzt werden. Ohne das neue Ende-zu-Ende Testverfahren wäre diese geometrische Abweichung der Linacs 1 und 3 weniger schnell aufgefallen, weil alle Einzeltests, die in Kapitel 3.2.4 beschrieben sind, die Toleranzen zumindest knapp erfüllten und nur das Zusammenspiel von der Positionierung mit dem CBCT und dem danach durchgeführten Winston-Lutz-Test diese Abweichung hervorbrachte. Deshalb bringt die Nutzung des UMM-Phantoms für den geometrischen Ende-zu-Ende Test einen Vorteil zur Detektion örtlicher Abweichungen auf Grund inkorrekt eingestellter Systemzentren, denn bei der Messung mit einzelnen Phantomen kann der Tischbewegungstest alleine beispielsweise nur etwas über 1 mm Abweichung zum Laser zeigen, da dann aber einzelne Messpunkte des Winston-Lutz-Test durchgeführt in der Position nach der Tischbewegung eine Abweichung von über 2 mm zum MV-Isozentrum haben können, kann in der gesamten Behandlungskette die IMRT-Toleranz nicht mehr erfüllt sein, obwohl die Einzeltests innerhalb der Toleranzen liegende Ergebnisse liefern. Auch die Möglichkeit, in einem Ablauf die geometrische und dosimetrische Abweichung der Behandlungskette zu bestimmen, ist ein Vorteil des UMM-Phantoms [54], denn diese kombinierte Messung der Dosisabweichung und der geometrischen Abweichung ist mit kommerziellen Phantomen bisher nicht möglich, da bei kommerziellen Phantomen der Ende-zu-Ende Test normalerweise nur dosimetrisch durchgeführt wird und die geometrische Komponente außer Acht gelassen oder nur ungenau mit Hilfe von Vergleichen des Dosisprofils und Auswertung von Gammaindexen evaluiert wird [85–87]. Der Winston-Lutz-Test ist jedoch auf Grund seiner Genauigkeit die empfohlene Methode zur Auswertung des Maschinenisozentrums [31], weshalb der neu entwickelte Ende-zu-Ende Testablauf Vorteile für die Bewertung der geometrischen Einstellung des Linacs bringt.

Einstellung der Positionierungs- und Bestrahlungszentren mit dem UMM-Phantom

Regulär werden bei der Einstellung des Linacs mit Hilfe des Picket Fence Tests die Zentren des MLC überprüft [88, 89] oder über eine Rotationsbestrahlung die Axialsymmetrie der Dosisverteilung bestimmt [90], jedoch keine exakte Einstellung der Zentren der einzelnen bildgebenden und bestrahlenden Systeme auf das Isozentrum vorgenommen. Beispielsweise wird die Tischrotation häufig nur auf das Retikel des Strahlenfeldes bei 0° Tragarmrotation eingestellt. Empfehlenswert ist es jedoch, den Tisch unter Benutzung eines Ballbearingphantoms über den EPID auf das Strahlungsisozentrum einzustellen [91]. Auch der Laser kann über den Sternschuss oder den Winston-Lutz-Test mit Hilfe des Ballbearingphantoms auf das reale MV-Isozentrum eingestellt werden [92]. Für die Bestimmung des kV-Zentrums und dessen Justierung kann auch das Ballbearingphantom, welches exakt im MV-Isozentrum platziert ist, genutzt werden [93]. Mit dem UMM-Phantom sind dieselben Einstellungen möglich, zusätzlich kann aber noch eine Einstellung des Zentrums der Oberflächenverfolgung und des CT-Lasers durchgeführt werden. Ein weiterer Vorteil des UMM-Phantoms ist, dass im Gegensatz zum Ballbearingphantom keine Kugel eingebracht werden muss, bei deren Positionierung im Phantom es zu geometrischen Abweichungen zu den auf dem Phantom aufgebrachten Markern kommen kann, sondern alle Teile in einem Ablauf gedruckt werden können.

Durch die Detektion der Einstellung der Bildgebungs- und Bestrahlungszentren mit dem UMM-Phantom kann so festgestellt werden, wie gut oder schlecht die Systemzentren in der Abteilung eingestellt sind und es können beispielsweise systematische Abweichungen, wie beim Tisch in Kopf-Fuß-Richtung durch die Einstellung auf das Retikel statt auf das MV-Isozentrum, detektiert werden. In der QS-Routine werden die Phantome normalerweise auf den Laser positioniert und es bieten nicht alle kommerziellen QS-Phantome die Möglichkeit, genau im MV-Isozentrum positioniert zu werden. Zur optimalen Einstellung des Linacs ist es jedoch wichtig, dass alle Zentren auf das MV-Isozentrum eingestellt sind. Deshalb ist es für die Evaluierung der Fehleinstellung der einzelnen Systemzentren essentiell, die Abweichung vom MV-Isozentrum zu bestimmen. Somit ist diese

Möglichkeit der Bestimmung der Systemzentren relativ zum MV-Isozentrum, welche das UMM-Phantom bietet, ein Vorteil des UMM-Phantoms, da so bei Bedarf der Linac geometrisch genauer eingestellt werden kann.

4.3 Proaktive Instandhaltung des Linearbeschleunigers

4.3.1 Sicherheitsunterbrechungen während der Bestrahlung

Die Vermeidung von Sicherheitsunterbrechungen im Rahmen einer vorausschauenden Instandhaltung ist wichtig, um den Komfort und das Vertrauen des Patienten während einer Bestrahlung zu steigern. Dosimetrisch verursachen Planunterbrechungen während der Bestrahlung laut Heo et al. [94] nur einen geringen Unterschied. Allerdings wird der Plan in dieser Studie durch den Experimentator unterbrochen und nicht durch eine Sicherheitsunterbrechung des Linacs, sodass sich der Linac in dieser Studie innerhalb der Toleranz bewegt und es somit nicht zu Abweichung der Bestrahlung vom Bestrahlungsplan gekommen ist. Dennoch ergeben sich bereits bei manuellen Unterbrechungen lokale Unterschiede von bis zu 5,3% im Gammaindex. Außerdem nehmen Unterbrechungen in der Bestrahlung Einfluss auf die biologische Zellüberlebensrate. Treten Unterbrechungen auf, kann sich je nach Länge der Unterbrechung die Überlebensrate der Karzinomzellen um 13% bis 18% erhöhen [95]. Deshalb wurden in dieser Arbeit die Gründe für häufig auftretende Fehler, die zu Unterbrechungen der Bestrahlung führen, evaluiert.

Für Varian Linacs haben Able et al. [19] ein Modell beschrieben, in dem aus den Log-Dateien des Linacs Parameter wie der Gun-Strom, der Strom der Beugungsmagnete, die Hochspannung am pulsformenden Netzwerk, die Tragarmgeschwindigkeit oder die Lamellenposition überwacht und im Rahmen einer vorausschauenden Instandhaltung repariert werden, bevor es zu einem Stillstand der Maschine kommt. Sicherheitsunterbrechungen, welche nicht durch ein defektes Bauteil

verursacht werden, sondern beispielsweise durch fehlerhafte Einstellungen, werden so jedoch nicht gefunden. Da in den Elekta Log-Dateien außerdem zwar die Positionen des Tragarms, der Lamellen, die Dosisrate und die Zeit angegeben sind, jedoch keine Parameter wie etwa der Gun-Strom oder Informationen über das Magnetsystem, müssen diese manuell aus dem Intellimaxsystem ausgelesen werden. Dies ist umständlicher und erschwert ein automatisches System zur vorausschauenden Instandhaltung. Dennoch wurde in dieser Arbeit anhand der Liste der von Able et al. beobachteten Parameter evaluiert, welche dieser Parameter an einem Elekta Linac beobachtet werden sollten. Der Fokus lag dabei auf häufig defekten Bestandteilen. Da über das proaktive Wartungssystem des Elekta Linacs der Servicetechniker automatisch bei vielen Problemen benachrichtigt wird, wurden in dieser Arbeit hauptsächlich die strahlbasierten Fehler betrachtet. Dass es möglich ist, strahlbasierte Fehler über den angelegten Strom zu detektieren, haben bereits Able et al. gezeigt [96]. Zusätzlich zu den von Able et al. [19] aufgeführten Fehlern, wurden in dieser Arbeit häufige Sicherheitsunterbrechungen beobachtet, wenn Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit nicht zusammenpassten. Deshalb wurde auf diese beiden Variablen besonders geachtet.

Der Dosisraten Monitor Fehler lässt sich nach den Feststellungen in dieser Arbeit, wenn der Gun-Strom korrekt eingestellt ist und die Toleranz in der iCom Toleranz-tabelle des Linacs auf 2° gesetzt ist, nur durch einen weniger stark modulierten Bestrahlungsplan vermeiden. Diese Annahme wurde getroffen, da eine Einstellung der minimalen Dosisrate an einem Elekta Linac nicht möglich ist und die Messungen keinen Zusammenhang des Dosisraten Fehlers mit der Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit aufgezeigt haben.

Die Hypothese, dass der 'Außerhalb der Toleranz' Fehler auftritt, da beim Bremsvorgang die Dosisrate und die Tragarmgeschwindigkeit nicht korrekt aufeinander eingestellt sind, wurde durch die Beobachtung des Verhaltens des Linacs beim Bremsvorgang aufgestellt. Es muss zur genaueren Auswertung des Fehlers noch weiter beobachtet werden, ab wann eine falsche Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit während des Bremsvorgangs auch bei der Standardtoleranz des Tragarmwinkels von 2° diesen Fehler hervorruft, denn der aktuell zu beobachtende Ausschlag bei der Wende bis zum Wert 5 führt bei dieser gewählten Toleranz noch nicht zum Auslösen des 'Außerhalb der Toleranz' Fehlers. Es be-

steht deshalb noch die Frage, wie hoch der Ausschlag sein darf, bis die Grenze zum Auslösen des Fehlers erreicht ist und eine Behebung des inkorrekt eingestellten Bremsverhaltens notwendig ist. Dazu werden weitere Linacs mit falscher Kalibrierung während des Bremsvorgangs benötigt, um das Verhalten genauer zu beobachten und zu untersuchen.

Die in dieser Arbeit aufgestellte Annahme, dass der 'Tragarm Stopp' Fehler mit einer fehlerhaften Kalibrierung der Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit und einer Unwucht zusammenhängt, wurde durch einen Servicetechniker bestätigt. Auch bei diesem Fehler muss jedoch noch beobachtet werden, ob ein Grenzwert festgelegt werden kann, bis zu welchem ein nicht optimal aussehendes Diagramm der Einstellung des Zusammenhangs von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit noch akzeptiert werden kann und ab wann eine Korrektur vorgenommen werden muss. Um solch einen Wert festzulegen, werden mehrere fehlerhaft eingestellte Linacs benötigt. Da in dieser Arbeit nur ein fehlerhaft eingestellter Linac vorlag, konnten nur qualitative Aussagen über das Verhalten getroffen werden. Eine quantitative Analyse und ein Festlegen von Grenzwerten unter Betrachtung mehrerer Linacs kann noch eine Erweiterung dieser durchgeführten Fehleranalyse darstellen. Allgemein kann eine fehlerhafte Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit auftreten, nachdem beispielsweise die maximale Dosisrate geändert wurde ohne die Kalibrierung der Dosisrate zur Tragarmgeschwindigkeit neu einzustellen. Dreht sich der Tragarm auf Grund des Motors langsamer oder liegt eine Unwucht vor, tritt der Fehler nicht spontan auf, sondern der Test der Vorwärtsverstärkung zeigt eine Degradation über einen längeren Zeitraum, so dass im Rahmen einer vorausschauenden Instandhaltung das Problem behoben werden kann.

Tritt ein Defekt an einer Lamelle spontan auf und ruft den Lamellenfehler hervor, ist eine Verlangsamung der Lamellengeschwindigkeit nicht zu beobachten. Meist verliert der Motor jedoch über einen gewissen Zeitraum an Kraft oder eine Verschmutzung verstärkt sich über die Zeit, bevor die Lamelle gar nicht mehr bewegt werden kann. Dies kann über die vorausschauende Instandhaltung festgestellt werden, bevor eine Sicherheitsunterbrechung auf Grund zu langsamer Lamellen entsteht. Auch ein 'Flackern' der Blenden kann, wenn der Prozess langsam einsetzt, über die Log-Datei frühzeitig festgestellt werden. Spätestens, wenn diese

Schwingung im Lichtfeld zu sehen ist, muss jedoch eingegriffen werden, um eine ungenaue Bestrahlung zu vermeiden. In der Literatur wurde bereits untersucht, ob MLC bedingte Strahlunterbrechungen durch das regelmäßige Reinigen des MLCs oder die Auswertung der mittleren Fehlerquadratsumme der Lamellenbank vermieden werden können [97, 98]. Dies ist jedoch nicht der Fall, sodass Fehler am MLC nur durch regelmäßige Prüfung der Lamellengeschwindigkeit und Auswertung der Log-Datei im Bezug auf die Lamellen- und Blendenposition gefunden werden können.

Bei der Betrachtung der strahlbasierten Fehler war auffällig, dass bei einem am Linac auftretenden 2R Fehler der Wert für den 2T Fehler im Intellimaxsystem auf über 3 % angestiegen ist, für den 2T Fehler am Linac stieg hingegen der 2R Fehler im Intellimaxsystem. Für diese getauschten 2R und 2T Werte wurde noch keine Erklärung gefunden. Grundsätzlich ist das Intellimaxsystem für Elekta-interne Zwecke gedacht. Das Unternehmen nutzt das System zur vorausschauenden Instandhaltung und beobachtet beispielsweise den Gun-Strom, um zu vermeiden, dass durch einen Defekt der Gun weitere Bauteile im Linac zerstört werden. Die von Elekta im Rahmen ihrer vorausschauenden Instandhaltung beobachteten Parameter müssen deshalb nicht zusätzlich durch den klinischen Anwender beobachtet werden. Bei den in dieser Arbeit betrachteten strahlbasierten Fehlern greift Elekta jedoch nicht ein, bevor diese eine Sicherheitsunterbrechung hervorrufen. Deshalb ist es sinnvoll, diese Parameter selbst zu betrachten und bei steigenden 2R, 2T und Gleichmäßigkeitsfehlern rechtzeitig eine Linac-Wartung zu beauftragen.

Da es nur wenige publizierte Informationen zu den Sicherheitsunterbrechungen des Linacs gibt, können eigene Forschungen stark dazu beitragen, die Stabilität des Linacs während einer Bestrahlung zu verbessern. Auch nach dieser Arbeit verbleiben weiterhin einige offene Fragen, die zukünftig untersucht werden können. So sollte beispielsweise durch Studien an weiteren Linacs bestätigt werden, ob der Zusammenhang zwischen der Tragarmgeschwindigkeit und der Dosisrate für den 'Außerhalb der Toleranz' Fehler systematisch besteht, oder dies nur durch Zufall an dem untersuchten Linac beobachtet wurde.

4.3.2 Den Gammaindex beeinflussende Fehler

Eine zum TPS passend abgestrahlte Dosisverteilung ist eine der wichtigsten Prüfungen der Linac-QS. Dass dabei das Kopfmodell eine entscheidende Rolle spielt, haben bereits Kim et al. [99] festgestellt. In dieser Studie war der Halbschatten des Kopfmodells nicht exakt eingestellt, was zu im Mittel 10 % schlechteren Gammaindexen geführt hat. Zusätzlich wurde vermutet, dass die Modulierung beispielsweise der Lamellenspitzen und der -transmission eine Rolle bei der exakten Einstellung des Kopfmodells spielen. Dies bestätigt den in dieser Arbeit ermittelten Einfluss des Kopfmodells auf die Übereinstimmung der gemessenen Patientenpläne mit dem TPS. Deshalb ist es wichtig, ein optimal zum Linac passendes Kopfmodell für die Bestrahlungsplanung zu nutzen. Dies führt in der klinischen Praxis noch zu Fehlern, da die 'goldenen Strahldaten' als neues Kopfmodell nur für hochmodulierte Pläne, wie beispielsweise Pläne im Halsbereich, passende Ergebnisse liefern. Für andere Entitäten passt jedoch das klinische Standardkopfmodell besser zur gemessenen Dosisverteilung, sodass an einem optimal passenden Kopfmodell noch weitergearbeitet werden muss.

Literatur über die Einflüsse einer falschen Kalibrierung von Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit auf den Gammaindex konnte nicht gefunden werden, sodass keine externe Bestätigung der in Kapitel 3.3.2.5 aufgestellten Behauptung dieses Einflusses auf die Dosisverteilung vorliegt. Da jedoch nur drehend und mit wechselnder Dosisrate dieser Einfluss sichtbar war, kann angenommen werden, dass diese Kalibrierung Einfluss auf die Dosisverteilung immt. Drehend mit gleichbleibender Dosisrate oder von 0° aus mit wechselnder Dosisrate wurde keine Dosisüberhöhung detektiert und auch der besser eingestellte Zwillings-Linac zeigte diese Überdosierungen in Abhängigkeit von der Tragarmgeschwindigkeit und der Dosisrate nicht. Außerdem zeigen Huang et al.[100], dass eine höhere Dosisrate grundsätzlich zu einem geringfügig schlechteren Gammaindex führt, was an einer für hohe Dosisraten zu langsamen Kommunikation zwischen der Dosisraten- und MLC Konsole liegen kann, jedoch an allen Linacs den gleichen Einfluss nehmen sollte.

Der Einfluss des Dosisquerprofils auf den Gammaindex wurde von Kim et al. [99] untersucht mit dem Ergebnis, dass das Dosisquerprofil bei der Standardauswer-

tung des Gammaindex mit 3%/3 mm erlaubten Abweichungen einen großen Einfluss auf eine zum TPS passende Dosisverteilung bei der QS hat, da 3 % bis 10 % Dosisänderungen bei veränderten Profilen detektiert wurden. Auch Stock et al. [101] empfehlen, das Profil auf Grund seines Einflusses auf die Gammaindexe besonders zu betrachten. In dieser Studie wird zusätzlich erwähnt, dass auch eine falsch eingestellte Dosimetrie den Gammaindex beeinflussen kann. Die Parameter der Dosimetrie und des Profils sind durch einen Linac bedingt, der nicht optimal zum TPS eingestellt ist, sodass Fehleinstellungen in der Maschinen-QS detektiert und korrigiert werden sollten. Auch ein verschobenes Strahlzentrum, welches zu einem verschlechterten Gammaindex führt, wird in der Maschinen-QS gefunden, sodass Abweichungen des Zentrums, die den Gammaindex negativ beeinflussen, nicht auftreten sollten. Damit in der Maschinen-QS Veränderungen, die Einfluss auf die Dosisverteilung der Patientenpläne nehmen, auffallen, müssen die Toleranzen eng genug gewählt sein, um bei Änderungen zügig ein Aktionslevel hervorzurufen. Deshalb wurden einige Toleranzen der Maschinen-QS im Rahmen dieser Arbeit verringert.

Kaurin et al. [88] untersuchten weitere Eigenschaften des Linacs, die einen Einfluss auf dessen Dosisabgabe und somit die gemessene Dosisverteilung der Patientenpläne haben. Sie stellten einen Unterschied in den Profilmessungen von 2 % bis 3 % zwischen der niedrigsten und der höchsten Dosisrate fest. Außerdem beobachteten sie 1 % bis 2 % Fluenzzunahme während der Lamellenumkehr und bei einer Dosisratenänderung von $\frac{D_{\max}}{32}$ auf D_{\max} eine Dosisabweichung von $\pm 3\%$. Außerdem detektierten sie, dass der Zusammenhang zwischen Dosisrate und Tragarmgeschwindigkeit eine Dosisänderung von 1 % verursachen kann und das Zusammenspiel des Multi-Lamellen-Kollimator und der Dosisrate bis zu $\pm 3,5\%$ die Dosis beeinflusst. Relevante Abweichungen bei den Lamellengeschwindigkeiten wurden nicht gefunden. Auch bei 36 und 1000 abgestrahlten MU wurde kein dosimetrischer Unterschied beobachtet. In dieser Arbeit wurden diese Einflüsse ebenfalls überprüft. Detektiert wurde bei offenen Feldern am Linac 1 ein Unterschied der Dosis von maximaler zu minimaler Dosisrate von maximal 1 %, was Einfluss auf die Messungen der Patientenpläne nehmen kann. Für eine Konstanzprüfung bei der QS sind deshalb nur Felder mit derselben Dosisrate vergleichbar. Auch der Einfluss der Tragarmgeschwindigkeit auf die abgegebene Dosis wur-

de überprüft. Dabei konnte jedoch kein geschwindigkeitsabhängiger Unterschied festgestellt werden. Zusätzlich konnte bei den Messungen ein Einfluss der Lamellengeschwindigkeit ermittelt werden. Dabei war die Dosis bei einer um den Faktor 10 schnelleren Lamellenbewegung am Linac 1 im Mittel um 1 % höher, am Linac 2 um 0,5 % höher und kann bei hochmodulierten Plänen mit schnellen Lamellenbewegungen zu einer überhöhten Dosis führen. Die abgestrahlten MU alleine hatten keinen Einfluss auf das Profil oder die abgegebene Dosis. Somit konnten nicht alle von Kaurin et al. [88] detektierten Einflüsse an den in dieser Arbeit genutzten Linacs bestätigt werden und ein signifikanter Einfluss dieser Parameter auf die Gammaindexe konnte im Vergleich zu den in Kapitel 3.3.2 betrachteten Fehlern nicht festgestellt werden.

4.3.3 Qualitätssicherung der Log-Dateien

Wenn die Log-Dateien für die exakte Überprüfung des Linacs während der QS genutzt werden, muss sichergestellt sein, dass es nicht zu Fehlern in den in der Log-Datei aufgenommenen Werten kommt. Während kein zu dieser Arbeit vergleichbarer QS-Ablauf der Log-Dateien in der Literatur beschrieben wurde, gibt es Studien, die einzelne in der Log-Datei erfasste Komponenten auf ihre Genauigkeit überprüfen. So untersuchten verschiedene Studien [60, 102, 103] die Position und Geschwindigkeit der Lamellen, wobei in diesen Studien die Log-Datei beispielsweise auf Grund von Verzögerungen in der Übertragung der Bestrahlungsparameter zum Linac [103] oder einer fehlerhaften Kalibrierung der Lamellen kleine Abweichungen von bis zu maximal 0,73 mm zeigte. Diese detektierten Abweichungen sind somit vergleichbar mit den in dieser Arbeit ermittelten Abweichungen der Lamellen. Die auftretenden Abweichungen der Lamellen- und Blendenposition in dieser Arbeit im Vergleich zur Log-Datei können entstehen, da der EPID nur eine Auflösung von 0,25 mm hat und jeweils der Abstand der gegenüberliegenden Lamellen oder Blenden betrachtet wurde. Somit können Abweichungen nur bis zu 0,5 mm genau mit dem EPID gemessen werden. Auch die korrekte Tragarmposition wurde in anderen Studien evaluiert, wobei durch das Durchhängen des Tragarms Abweichungen von im Mittel 0,34 mm auftraten [61], die Winkel jedoch passend erfasst wurden [102]. Dies bestätigen die Messungen

in dieser Arbeit, welche zeigten, dass der Tragarmwinkel im Mittel nur um $0,05^\circ$ von der Log-Datei abwich, wobei diese Abweichung auch durch eine ungenaue Messung mit der Wasserwaage bedingt sein kann.

Obwohl die Abweichungen der Messungen zur Log-Datei in dieser Arbeit vergleichbar mit der Literatur sind, traten bei der Durchführung der QS der Log-Datei Schwierigkeiten auf. Die Position der Lamellen kann im EPID-Bild nur über den Abstand der gegenüberliegenden Lamellen oder durch die Position relativ zu den Nachbarlamellen bestimmt werden. Ob jedoch alle Lamellen verschoben sind, kann nur erkannt werden, wenn die Werte der Lamellenpositionen in der Log-Datei nicht gleichmäßig um die Mitte herum verteilt sind oder im Lichtfeld ein sichtbarer Verschiebung der Lamellen vorliegt, das Retikel also nicht mehr mittig im Feld sitzt. Dies kann jedoch auch an einer falschen Position des Retikels liegen. Die Dosisrate lässt sich außerdem nicht unabhängig vom Linac bestimmen, sodass bei der QS der Log-Datei nur überprüft wurde, ob der Linac beim Abstrahlen eines Feldes dieselbe Dosisrate anzeigt, wie sie in der Log-Datei aufgeführt wird. Solange jedoch die Dosisabgabe korrekt ist und alle Komponenten des Linacs auf die Dosisrate angepasst sind, ist es unerheblich, wie schnell die jeweilige Dosis appliziert wird. Bei der Evaluierung der Zeitmessung kann es durch Zufall vorkommen, dass sowohl die Lamellen als auch der Tragarm schneller geworden sind. Dies kann zum Beispiel auftreten, wenn die maximale Dosisrate deutlich geändert wurde. Solche Umstellungen am Linac müssen während der Auswertung der Zeitmessung beachtet werden, um keine verfälschten Ergebnisse zu erhalten. Abweichungen der Winkelmessung mit der Wasserwaage können durch eine ungenau angelegte Wasserwaage zustande kommen, größere Abweichungen sollten mit dieser Messmethode jedoch auffallen. Obwohl Schwierigkeiten bei der QS der Log-Dateien auftreten können, ermöglicht der in dieser Arbeit eingeführte QS-Ablauf somit, die Korrektheit der Angaben in der Log-Datei zu überprüfen.

4.4 Schlussfolgerung

Notwendigkeit einer Datenbank zur Qualitätssicherung

Die Erkenntnisse dieser Arbeit zeigen, dass eine Datenbank zur QS notwendig ist, um übersichtlich die QS-Ergebnisse zu erfassen und einen Verlauf der Ergebnisse darzustellen, der es ermöglicht, frühzeitig auf verschlechternde Parameter zu reagieren und diese nachzustellen. Mit Hilfe der in dieser Arbeit entwickelten Datenbank kann durch die sichtbaren Verläufe der Messwerte rechtzeitig gehandelt werden, bevor der Linac aus der Toleranz herausläuft. So hilft die Datenbank dabei, proaktiv Einstellungen an den Linacs durchzuführen, sodass der Linac immer möglichst gut zu den Referenzen passend eingestellt ist und die vorgegebenen Toleranzen [17] erfüllt.

Durchführbarkeit der QS-Tests mit dem UMM-Phantom

Die in dieser Arbeit aufgeführten Ergebnisse zeigen, dass das in dieser Arbeit entwickelte UMM-Phantom ein QS-Phantom ist, mit dem die in Kapitel 2.2.1 bis Kapitel 2.2.8 beschriebenen QS-Tests in derselben Qualität durchgeführt werden können, wie mit den kommerziellen Phantomen mit denen das UMM-Phantom verglichen wurde. Da mit dem UMM-Phantom nur ein Phantom benötigt wird, um alle QS-Tests nach der Vorgabe der DIN für eine deutsche Strahlentherapie durchzuführen, und mit dem UMM-Phantom die meisten Tests in der selben Position durchgeführt werden können, erleichtert und beschleunigt das UMM-Phantom die regelmäßige QS. Außerdem ermöglicht das UMM-Phantom die Durchführung eines gleichzeitigen dosimetrischen und geometrischen Ende-zu-Ende Tests. Dies erweitert die regulären mit kommerziellen QS-Phantomen durchgeführten Ende-zu-Ende Tests um die geometrische Komponente und erhöht so die Genauigkeit der Patientenbestrahlungen. Eine Detektion der Abweichung der Zentren der einzelnen bildgebenden und bestrahlenden Systeme vom MV-Isozentrum, sodass ein Vektor zur Korrektur dieser Zentren bestimmt werden kann, ist auch ein Vorteil des UMM-Phantoms. Aus diesen Gründen ist das UMM-Phantom geeignet als reguläres QS-Phantom im klinischen Betrieb eingesetzt zu werden.

Qualitätssicherungs-Maßnahmen zur Feststellung der Linac-Fehler, welche zu Sicherheitsunterbrechungen und unpassenden Gammaindexen führen

Zur Vermeidung der detektierten Fehler, welche am Linac eine Sicherheitsunterbrechung hervorrufen, und der Probleme, die zu einem schlechten Gammaindex führen, wurden aus Kapitel 3.3.1 und 3.3.2 folgende notwendige QS-Maßnahmen zur vorausschauenden Instandhaltung ermittelt:

- Für 2R, 2T und Gleichmäßigkeitsfehler ist eine regelmäßige Beobachtung der dazugehörigen Werte im Intellimaxsystem und eine Nachstellung des Strahlprofil ab 3 % Abweichung der 2R und 2T Fehler und einem Wert des Gleichmäßigkeitsfehlers von über 20 % durchzuführen.
- Für den 'Tragarm Stopp' Fehler und den 'Außerhalb der Toleranz' Fehler ist eine regelmäßige Überprüfung der Vorwärtsverstärkung mit maximaler Dosisrate und maximaler Tragarmgeschwindigkeit und falls nötig eine Neukalibrierung durchzuführen.
- Für die Lamellen- und Blendenfehler ist eine regelmäßige Überprüfung der Geschwindigkeit der einzelnen Lamellen und Blenden und des Schwingen in der Log-Datei bei einem drehenden Feld mit konstanter Position der Blenden und bei auftretenden Fehlern ein Austausch oder eine Reinigung der Bauteile durchzuführen.
- Für das verschobene Strahlisozentrum ist eine regelmäßige Überprüfung der Übereinstimmung der Strahlzentren für alle Energien durchzuführen.
- Für ein schiefes Strahlprofil und unpassende Schultern ist die Profil- und Energiemessungen mit dem 2D-Detektor mit engen Toleranzen durchzuführen.
- Für Fehler in der QS des Patientenplans, die Abhängig vom Zusammenhang der Tragarmgeschwindigkeit und Dosisrate sind, ist eine regelmäßige Überprüfung der Vorwärtsverstärkung mit maximaler Dosisrate und niedriger Tragarmgeschwindigkeit und falls nötig eine Neukalibrierung durchzuführen.

5 Zusammenfassung

Die Strahlentherapie wird als eine der häufigsten Methoden für die Behandlung von Tumoren angewendet. Um dabei eine exakte Bestrahlung des Tumors zu gewährleisten, werden Qualitätssicherungsmaßnahmen durchgeführt. Diese müssen auf Grund moderner Verfahren in der Strahlentherapie, wie der intensitätsmodulierten oder stereotaktischen Bestrahlung, immer weiter verbessert werden, um die gewünschte Genauigkeit der Patientenbestrahlung zu gewährleisten. Zusätzlich ist für die Sicherheit des Patienten eine erweiterte Qualitätssicherung zur vorausschauenden Instandhaltung am Linac wichtig, um Unterbrechungen und damit verbundenen Komfortverlust für den Patienten oder Abweichungen der Dosisverteilung während der Bestrahlung zu vermeiden. In dieser Arbeit wurde deshalb die Qualitätssicherung an die Anforderungen in der modernen Strahlentherapie angepasst, um die dosimetrische und geometrische Genauigkeit des Linacs zu optimieren und Unterbrechungen und Abweichungen von der gemessenen zur berechneten Dosisverteilung während der Bestrahlung zu vermeiden. Dazu gliedert sich die Arbeit in drei Bereiche.

Im ersten Teil der Arbeit wurde für eine vorausschauende Instandhaltung eine Datenbank erstellt, in welche die Ergebnisse der Qualitätssicherungs-Tests eingetragen werden können. Diese Datenbank ermöglicht die Darstellung zeitlicher Verläufe der Messwerte der Qualitätssicherungs-Tests. Durch diese Verläufe können Abweichungen detektiert werden, bevor die Toleranzschwelle erreicht wird und der Linac kann frühzeitig wieder optimal eingestellt werden.

Um diese in der Datenbank aufgenommenen Qualitätssicherungs-Tests schneller durchführen zu können und gleichzeitig eine hohe dosimetrische und geometrische Genauigkeit während der Bestrahlung sicherzustellen, wurde im zweiten Teil der Arbeit außerdem das UMM-Phantom entwickelt. Dieses kombiniert alle phantombasierten Qualitätssicherungs-Tests, bis auf jede, die mit einem 2D-Detektor gemessen werden müssen, und minimiert somit die für die Qualitätssicherung benötigte Zeit. Außerdem kann mit dem UMM-Phantom die geometrische und dosimetrische Abweichung während eines Ende-zu-Ende Tests des gesamten Sys-

tems bestimmt werden. Dies war zuvor nur unter Nutzung zweier verschiedener Phantome möglich. Bei dieser Durchführung des geometrischen und dosimetrischen Ende-zu-Ende Tests mit dem UMM-Phantom konnte festgestellt werden, dass ohne Tischdrehung zwei Linearbeschleuniger die Toleranz für Stereotaxiebestrahlungen nicht erfüllten und auch mit Tischdrehung die Toleranz für intensitätsmodulierte Bestrahlungen überschritten. Diese Abweichungen von einer optimalen geometrischen Einstellung der Linearbeschleuniger fielen erst durch den in dieser Arbeit eingeführten geometrischen Ende-zu-Ende Tests auf, da beispielsweise bei der Durchführung des Winston-Lutz-Tests ohne Positionierung mit dem Kegelstrahl-Computertomographen die Toleranzen jeweils erfüllt waren. Der dosimetrische Ende-zu-Ende Test zeigte außerdem, dass alle Linearbeschleuniger die dosimetrische Toleranz erfüllten. Somit zeigte sich, dass es wichtig ist, nicht nur einen standardmäßig durchgeführten dosimetrischen Ende-zu-Ende Test auszuwerten, sondern diesen auch um den in dieser Arbeit eingeführten geometrischen Test zu ergänzen. Die mit diesem Phantom aufgenommenen Ergebnisse der einzelnen Tests zur Qualitätssicherung wiesen keine wesentlichen statistisch signifikanten Unterschiede zu den Messungen, welche mit den einzelnen, kommerziellen Phantomen durchgeführt wurden, auf, sodass das UMM-Phantom als reguläres Phantom in der Qualitätssicherung genutzt werden kann.

Im letzten Teil dieser Arbeit wurden Qualitätssicherungs-Prozesse entwickelt, um im Rahmen einer vorausschauenden Instandhaltung Sicherheitsunterbrechungen des Linacs, die mit der Tragarmposition, der Dosisrate, der Lamellenposition oder den Eigenschaften des Strahls, welche das Profil beeinflussen, zusammenhängen, zu vermeiden und die exakte Patientenbestrahlung ohne auftretende Fehler zu gewährleisten. Dazu wurde festgestellt, dass zur Qualitätssicherung die Kalibrierung des Zusammenhangs von maximaler Dosisrate und maximaler Tragarmgeschwindigkeit überprüft werden sollte, beobachtet werden sollte, dass kein Schwingverhalten der Blende in der Log-Datei vorliegt und sichergestellt werden sollte, dass Fehlerwerte, welche auf Änderungen des Strahlprofils zurückzuführen sind, unter den in dieser Arbeit ermittelten Grenzwerten liegen. Auch für Abweichungen in der patientenplanspezifischen Qualitätssicherung wurden solche Prozesse entwickelt, um rechtzeitig bei schlechter werdenden Gammaindexen Maßnahmen ergreifen zu können, bevor dies nennenswerte Auswirkungen auf

die Dosisverteilung im Patienten hat. Es wurde festgestellt, dass Überprüfungen, ob das Strahlzentrum um weniger als 1 mm verschoben ist, das Strahlprofil konstant geblieben ist und die Kalibrierung von maximaler Dosisrate und minimaler Tragarmgeschwindigkeit korrekt ist, durchgeführt werden sollten.

Es wurden somit in dieser Arbeit verbesserte und erweiterte Qualitätssicherungs-Methoden eingeführt, um die örtlichen, dosisbasierten und durch Fehleinstellungen des Linacs beeinflussten Ungenauigkeiten in der Bestrahlung, welche zu Abweichungen in der Dosisverteilung im Patienten führen können, zu verringern. Werden die vorgeschlagenen Qualitätssicherungs-Methoden klinisch durchgeführt, ist somit eine genauere Patientenbehandlung möglich.

6 Literaturverzeichnis

1. Delaney, G., Jacob, S., Featherstone, C. & Barton, M. The role of radiotherapy in cancer treatment: estimating optimal utilization from a review of evidence-based clinical guidelines. *Cancer* **104**, 1129–1137 (2005).
2. Wannemacher, M., Wenz, F. & Debus, J. *Strahlentherapie* (Springer, 2013).
3. Meyer, J., Kavanagh, B., Purdy, J. & Timmerman, R. *IMRT, IGRT, SBRT - Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy* (Karger, 2007).
4. Bourland, J. *Image-Guided Radiation Therapy* (Taylor and Francis Group, 2012).
5. Bortfeld, T., Schmidt-Ullrich, R., De Neve, W. & Wazer, D. *Image-Guided IMRT* (Springer, 2006).
6. Schlegel, W., Karger, C. & Jäkel, O. *Medizinische Physik - Grundlagen – Bildgebung – Therapie – Technik* (Springer Spektrum, 2018).
7. Perez, C. & Vijayakuma, S. *Technical Basis of Radiation Therapy* (Springer, 2006).
8. *DIN 6847-5:2013-10, Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen - Teil 5: Konstanzprüfungen von Kennmerkmalen* (2013).
9. *DIN 6847-6:2012-09, Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen - Teil 6: Elektronische Bildempfänger (EPID) - Konstanzprüfung* (2012).
10. *DIN 6875-2:2008-11, Spezielle Bestrahlungseinrichtungen - Teil 2: Perkutane stereotaktische Bestrahlung - Konstanzprüfungen* (2008).
11. *DIN EN 61223-2-6:2008-12, Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung - Teil 2-6: Konstanzprüfungen - Leistungsmerkmale zur Bildgebung von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie (IEC 61223-2-6:2006); Deutsche Fassung EN 61223-2-6:2007 7* (2008).

12. *DIN 6875-3:2008-03, Spezielle Bestrahlungseinrichtungen - Teil 3: Fluenzmodulierte Strahlentherapie - Kennmerkmale, Prüfmethode und Regeln für den klinischen Einsatz* (2008).
13. *DIN 6875-4:2011-10, Spezielle Bestrahlungseinrichtungen - Teil 4: Fluenzmodulierte Strahlentherapie - Konstanzprüfungen* (2011).
14. *DIN 6873-5:2015-09, Bestrahlungsplanungssysteme - Teil 5: Konstanzprüfungen von Kennmerkmalen* (2015).
15. "Strahlenschutzverordnung vom 29. November 2018 (BGBl. I S. 2034, 2036), die durch Artikel 1 der Verordnung vom 27. März 2020 (BGBl. I S. 748) geändert worden ist" (2018).
16. Bisonett, J. *et al.* Quality assurance for image-guided radiation therapy using CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys* **39**, 1946–1963 (2012).
17. Klein, E. *et al.* Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* **36**, 4197–4212 (2009).
18. Willoughby, T. *et al.* Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: report of Task Group 147. *Med Phys* **39**, 1728–1747 (2012).
19. Able, C. M. *et al.* A model for preemptive maintenance of medical linear accelerators-predictive maintenance. *Radiat Oncol* **11** (2016).
20. Able, C. M., Hampton, C., Baydush, A. & Bright, M. SU-E-T-205: MLC Predictive Maintenance Using Statistical Process Control Analysis. *Med Phys* **39** (2012).
21. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures. *International Commission on Radiation Units and Measurements Report 24* (1976).
22. Garau, M. M. Radiobiology of stereotactic body radiation therapy (SBRT). *Rep Pract Oncol Radiother* **22**, 86–95 (2017).
23. Krieger, H. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes* (Springer Spektrum, 2019).

24. Rades, D. *et al.* High accuracy of virtual simulation with the laser system Dorado CT4. *Strahlenther Onkol* **183**, 89–93 (2007).
25. LAP-Laser. *Installations- und Bedienungsanleitung - DORADO CT-1-3 rot - LASER ZUR PATIENTENPOSITIONIERUNG Wall- und Post-Systeme* (LAP GmbH Laser Applikationen, 2016).
26. Walter, F. *et al.* Evaluation of daily patient positioning for radiotherapy with a commercial 3D surface-imaging system (Catalyst). *Radiat Oncol* **11** (2016).
27. Besl, P. J. & McKay, N. D. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **14**, 239–256 (1992).
28. Kojima, H. *et al.* Evaluation of technical performance of optical surface imaging system using conventional and novel stereotactic radiosurgery algorithms. *J Appl Clin Med Phys* (2020).
29. C-RAD. *Catalyst Benutzerhandbuch* (C-RAD Positioning AB, 2015).
30. Elekta. *XVI R5.0 Gebrauchsanweisung* (Elekta Limited, 2014).
31. Lutz, W., Winston, K. R. & Maleki, N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **14**, 373–381 (1988).
32. Du, W., Yang, J., Luo, D. & Martel, M. A Simple Method to Quantify the Coincidence Between Portal Image Graticules and Radiation Field Centers or Radiation Isocenter. *Med Phys.* (2010).
33. Kim, J. *et al.* Image-guided localization accuracy of stereoscopic planar and volumetric imaging methods for stereotactic radiation surgery and stereotactic body radiation therapy: a phantom study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **79**, 1588–1596 (2010).
34. Geyer, P., Blank, H., Evers, C., Leichtner, T. & Alheit, H. Filmless evaluation of the mechanical accuracy of the isocenter in stereotactic radiotherapy. *Strahlenther Onkol* **183**, 76–80 (2007).
35. Capaldi, D. P. I., Skinner, L. B., Dubrowski, P. & Yu, A. S. An integrated quality assurance phantom for frameless single-isocenter multitarget stereotactic radiosurgery. *Phys Med Biol* (2020).

36. Du, W., Johnson, J., Jiang, W. & Kudchadker, R. On the selection of gantry and collimator angles for isocenter localization using Winston-Lutz tests. *J Appl Clin Med Phys* **17**, 167–178 (2016).
37. Sykes, J. R. *et al.* Measurement of cone beam CT coincidence with megavoltage isocentre and image sharpness using the QUASAR Penta-Guide phantom. *Phys Med Biol* **19**, 5275–93 (2008).
38. Markovich, A. & Yang, C. Comparison of Ball Bearing and Iso-Cube Phantoms for KV-MV Iso-Center Coincidence Check. *Med Phys* **43** (2016).
39. Amer, A., Marchant, T., Sykes, J., Czajka, J. & Moore, C. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *Br J Radiol* **80**, 476–482 (2007).
40. Mori, S. *et al.* Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med Phys* **32**, 1061–1069 (2005).
41. IBA Dosimetry GmbH. *OmniPro-Advance (v1.2) System User's Guide* (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, 2013).
42. *Physikalisch-technische Qualitätssicherung in der Strahlentherapie – Vorschläge zur Prüfung des gesamten Behandlungssysteme - Empfehlung der Strahlenschutzkommission* (2010).
43. *DIN 6864-1:2020-10-Entwurf, Konstanzprüfung der strahlentherapeutischen Kette - Teil 1: Teletherapie* (2020).
44. Zakjevskii, V. V., Knill, C. S., Rakowski, J. T. & Snyder, M. G. Development and evaluation of an end-to-end test for head and neck IMRT with a novel multiple-dosimetric modality phantom. *J Appl Clin Med Phys* **17**, 497–510 (2016).
45. Poppinga, D. *et al.* Evaluation of the RUBY modular QA phantom for planar and non-coplanar VMAT and stereotactic radiations. *J Appl Clin Med Phys* (2020).
46. Lehmann, J. *et al.* Dosimetric end-to-end tests in a national audit of 3D conformal radiotherapy. *Physics and Imaging in Radiation Oncology* **6**, 5–11 (2018).

47. Hofland, E., Baran, I. & Wismeijer, D. Correlation of Process Parameters with Mechanical Properties of Laser Sintered PA12 Parts. *Advances in Materials Science and Engineering* (2017).
48. Scarfe, W. C. & Farman, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* **52**, 707–730 (2008).
49. Markovich, A., Morgan, A. G., Dong, F. F., Primak, A. N. & Li, X. Extending the concept of weighted CT dose index to elliptical phantoms of various aspect ratios. *J Med Imaging (Bellingham)* **4**, 031205 (2017).
50. Geleijns, J. *et al.* Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Phys Med Biol* **54**, 3141–3159 (2009).
51. *DIN 60601-2-44:2017-03, Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-44: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie* (2017).
52. Yohannes, I., Kolditz, D., Langner, O. & Kalender, W. A formulation of tissue- and water-equivalent materials using the stoichiometric analysis method for CT-number calibration in radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* **57**, 1173–1190 (2012).
53. Chang, K. P., Hung, S. H., Chie, Y. H., Shiau, A. C. & Huang, R. J. A comparison of physical and dosimetric properties of lung substitute materials. *Med Phys* **39**, 2013–2020 (2012).
54. Mertens, L., Fleckenstein, J., Steil, V. & Schneider, F. A novel end-to-end test for combined dosimetric and geometric treatment verification using a 3D-printed phantom. *Med Dosim* (im Druck 2022).
55. Mann, H. B. & Whitney, D. On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other. *Ann. Math. Statist.* **18**, 50–60 (1947).
56. Bortz, J. & Schuster, C. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (Springer, 2010).
57. Döringer, N. & Bortz, J. *Forschungsmethoden und Evaluation in den Sozial- und Humanwissenschaften* (Springer, 2016).

58. Kuhlmei, E. *Lerne mit uns komplexe Statistik!* (Springer, 2020).
59. Elekta. *Agility™ und Integrity™ R3.1 - Gebrauchsanweisung – Klinischer Modus* (Elekta Limited, 2013).
60. Kabat, C. N. *et al.* Evaluation of the Elekta Agility MLC performance using high-resolution log files. *Med Phys* **46**, 1397–1407 (2019).
61. Eckhause, T. *et al.* Automating linear accelerator quality assurance. *Med Phys* **42**, 6074–83 (2015).
62. Elekta. *Elekta Digital Linear Accelerator - Item Part Values, Inhibits, and Exception Codes* (Elekta Limited, 2013).
63. Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S. & Purdy, J. A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* **25**, 656–61 (1998).
64. IBA Dosimetry GmbH. *OmniPro I'mRT System - Version 1.7b - User's Guide* (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, 2013).
65. Roche, M., Crane, R., Powers, M. & Crabtree, T. Agility MLC transmission optimization in the Monaco treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* **19**, 473–482 (2018).
66. McLaughlin, D. *Energy spectra comparisons for matched clinical electron beams on Elekta linear accelerators using a permanent magnet spectrometer* (Louisiana State University, Agricultural und Mechanical College, 2013).
67. Krieger, H. *Strahlungsquellen für Technik und Medizin* (Springer Spektrum, 2018).
68. Elekta. *Elekta Medical Linear Accelerator - Corrective Maintenance Manual Movements System* (Elekta Limited, 2015).
69. Peng, J. L. *et al.* Feasibility study of performing IGRT system daily QA using a commercial QA device. *J Appl Clin Med Phys* **12** (2011).
70. Yu, A. S., Fowler, T. L. & Dubrowski, P. A novel-integrated quality assurance phantom for radiographic and nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems. *Med Phys* **45**, 2857–2863 (2018).
71. Zhuang, A. H. & Olch, A. J. Sensitivity study of an automated system for daily patient QA using EPID exit dose images. *J Appl Clin Med Phys* **19**, 114–124 (2018).

72. Bresciani, S., Botez, L., Miranti, A. & Stasi, M. In vivo dosimetry using CBCT and EPID device: analysis of sources of errors in VMAT treatments. *Radiotherapy and Oncology* **133**, 249–250 (2019).
73. Sun Nuclear Corporation. Integrated platform supports advances in radiation therapy workflow. *Physics World* (2018).
74. Sidikou, A. D. *et al.* P22. Evaluation and implementation of the module my-QA Machines for a standard Elekta Synergy accelerator, with setup of acceptance criteria according to the guidelines defined by the decision of the ANSM of July 27th, 2007, and setting in routine. *Phys Med* **32**, 376 (2016).
75. Wellner, S. Erfahrungsbericht über die Einführung und Verwendung von Track-it für die Qualitätssicherung in der Strahlentherapie. *PTW Freiburg GmbH* (2020).
76. Roberts, D. SU-E-T-255: Development of a Michigan Quality Assurance (MQA) Database for Clinical Machine Operations. *Med Phys* **25**, 3391 (2015).
77. Standard Imaging. *End-to-End Stereotactic QA with the Lucy 3D QA Phantom* (Standard Imaging, Inc., 2015).
78. Binnewies, M. *et al.* *Allgemeine und Anorganische Chemie* (Springer Spektrum, 2016).
79. Guan, H., Hammoud, R. & Yin, F. F. A positioning QA procedure for 2D/2D (kV/MV) and 3D/3D (CT/CBCT) image matching for radiotherapy patient setup. *J Appl Clin Med Phys* **10**, 2954 (2009).
80. Wiehle, R., Koth, H. J., Nanko, N., Grosu, A. L. & Hodapp, N. On the accuracy of isocenter verification with kV imaging in stereotactic radiosurgery. *Strahlenther Onkol* **185**, 325–330 (2009).
81. Riis, H. L., Moltke, L. N., Zimmermann, S. J., Ebert, M. A. & Rowshanfarzad, P. Investigation of the accuracy of MV radiation isocentre calculations in the Elekta cone-beam CT software XVI. *Phys Med Biol* **61**, 249–256 (2016).
82. Sykes, J. R., Lindsay, R., Iball, G. & Thwaites, D. Dosimetry of CBCT: methods, doses and clinical consequences. *J Phys* **444** (2013).

83. Njeh, C. F., Caroprese, B. & Desai, P. A simple quality assurance test tool for the visual verification of light and radiation field congruent using electronic portal images device and computed radiography. *Radiat Oncol* **7** (2012).
84. Prisciandaro, J. I., Herman, M. G. & Kruse, J. J. Utilizing an electronic portal imaging device to monitor light and radiation field congruence. *J Appl Clin Med Phys* **4**, 315–20 (2003).
85. Calvo-Ortega, J. F., Hermida-Lopez, M., Moragues-Femenia, S., Pozo-Masso, M. & Casals-Farran, J. Investigating the spatial accuracy of CBCT-guided cranial radiosurgery: A phantom end-to-end test study. *Phys Med* **35**, 81–87 (2017).
86. Brezovich, I. A. *et al.* Stereotactic radiosurgery with MLC-defined arcs: Verification of dosimetry, spatial accuracy, and end-to-end tests. *J Appl Clin Med Phys* **20**, 84–98 (2019).
87. Wang, L. *et al.* An End-to-End Examination of Geometric Accuracy of IGRT Using a New Digital Accelerator Equipped with On-Board Imaging System. *Phys Med Biol* **57**, 757–769 (2012).
88. Kaurin, D. G., Sweeney, L. E., Marshall, E. I. & Mahendra, S. VMAT testing for an Elekta accelerator. *J Appl Clin Med Phys* **13** (2012).
89. Ling, C. C. *et al.* Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **72**, 575–581 (2008).
90. Bedford, J. L. & Warrington, A. P. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **73**, 537–545 (2009).
91. Nyflot, M. J., Cao, N., Meyer, J. & Ford, E. C. Improved accuracy for non-coplanar radiotherapy: an EPID-based method for submillimeter alignment of linear accelerator table rotation with MV isocenter. *J Appl Clin Med Phys* **15**, 4682 (2014).
92. Treuer, H. *et al.* On isocentre adjustment and quality control in linear accelerator based radiosurgery with circular collimators and room lasers. *Phys Med Biol* **45**, 2331–2342 (2000).
93. Saotome, N. *et al.* SU-E-J-33: Geometric Agreement Check for Imaging System with Radiation Beam by KV and MV-CBCT. *Med Phys* **39**, 4659 (2012).

94. Heo, T., Sung-Joon, Y., Carlson, J. & Park, J. M. The effect of beam interruption during VMAT delivery on the delivered dose distribution. *Phys Med* **31**, 297–300 (2015).
95. Kawahara, D., Nakano, H., Saito, A., Ochi, Y. & Nagata, Y. Formulation of objective indices to quantify machine failure risk analysis for interruptions in radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* **22**, 165–173 (2021).
96. Able, C. M. & Baydush, A. SU-C-137-04: Effective Control Limits for Predictive Maintenance (PdM) of Accelerator Beam Uniformity. *Med Phys* **40** (2013).
97. Agnew, C., Esteve, S., Whitten, G. & Little, W. Reducing treatment machine downtime with a preventative MLC maintenance procedure. *Phys Med* **85**, 1–7 (2021).
98. Kerns, J., Childress, N. & Kry, S. A multi-institution evaluation of MLC log files and performance in IMRT delivery. *Radiat Oncol* **9**, 176–185 (2014).
99. Kim, L. H., Malajovich, I., Reyhan, M. L., Xue, J. & Park, J. H. Effect of beam profile measurement on arc therapy plan quality assurance: a case study. *J Appl Clin Med Phys* **18**, 52–55 (2017).
100. Huang, L. *et al.* Impact of small MU/segment and dose rate on delivery accuracy of volumetric-modulated arc therapy (VMAT). *J Appl Clin Med Phys* **17**, 203–210 (2016).
101. Stock, M., Kroupa, B. & Georg, D. Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the verification of IMRT hybrid plans. *Phys Med Biol* **50**, 399–411 (2005).
102. Defoor, D. L. *et al.* Investigation of error detection capabilities of phantom, EPID and MLC log file based IMRT QA methods. *J Appl Clin Med Phys* **18**, 172–179 (2017).
103. Chuang, K., Giles, W. & Adamson, J. On the use of trajectory log files for machine and patient specific QA. *Biomed Phys Eng Express* **7** (2020).

7 Anhang

Technische Durchführung der Qualitätssicherungs-Datenbank

Zur Vereinfachung der Nutzung für den Anwender wurden die in die Datenbank eingebauten Funktionen hinter Knöpfen oder beim Öffnen und Schließen des Formulars oder der Datenbank durch VBA-Skripte automatisiert. Eines der VBA-Skripte führt dazu, dass beim Öffnen des Formulars für den jeweiligen QS-Tests ein leeres Formular zur Erfassung der aktuellen QS geöffnet wird, sodass immer die aktuellen Daten erfasst werden können. Zum Kopieren der Datenbank vom Programm des Startracks OmniPro Advance (iba Dosimetry, Schwarzenbruck, Deutschland) werden mit Hilfe des VBA-Skripts zuerst die vorher vorhandenen lokalen Tabellen der Daten gelöscht. Dann werden die durch eine offene Datenbankverbindungsfähigkeit (ODCB)-Verknüpfung vorhandenen aktuellen Daten der Omnipro Advance Datenbank, welche im Firebird Format vorhanden ist und somit nur lokal gespeichert werden kann, kopiert, umbenannt und wieder als lokale Tabellen, welche dann auch die aktuellen Daten beinhaltet, gespeichert. Um eine E-Mail zu versenden, wenn ein Testergebnis außerhalb der Toleranz liegt, wurden für jeden aufgenommenen Parameter Abfragen erstellt, welche nur gefüllt sind, wenn dieser Parameter außerhalb der Toleranz liegt. Eine E-Mail wird gesendet, wenn innerhalb dieser Abfrage ein Eintrag vorhanden ist. Auch die Nutzeranmeldung, eine Speicherabfrage beim Verlassen des Formulars, und die passwortgeschützte Sperre hinter dem 'Approven'-Knopf wurden mit Hilfe von VBA realisiert. Ein beispielhafter Ausschnitt des VBA-Skripts, der die Sperre hinter dem 'Approven'-Knopf und die Speicherabfrage zeigt, ist in Abbildung 7.1 zu sehen.

```
Private Sub Form_BeforeUpdate(Cancel As Integer)
    Select Case MsgBox("Änderung speichern?", vbYesNoCancel)
        Case vbYes
            'es wird gespeichert
        Case vbNo
            'Die Änderungen werden verworfen
            Me.Undo
            Cancel = True
        Case vbCancel
            'es wird nicht gespeichert, Daten bleiben aber erhalten
            Cancel = True
    End Select
End Sub

Private Sub Form_Current()
    Dim ctl As Control

    If Nz(Me!sperre, False) Then
        Me!BtnEntsperren.Caption = "Approved"
        For Each ctl In Me.Controls
            Select Case ctl.ControlType
                Case acTextBox, acComboBox
                    ctl.Locked = True
                    ctl.Enabled = False
            End Select
        Next ctl
        Me.AllowEdits = False
    Else
        Me!BtnEntsperren.Caption = "Approven"
        For Each ctl In Me.Controls
            Select Case ctl.ControlType
                Case acTextBox, acComboBox
                    ctl.Locked = False
                    ctl.Enabled = True
            End Select
        Next ctl
        Me.AllowEdits = True
    End If
End Sub
```

Abbildung 7.1: Ausschnitt eines in der Datenbank genutzten VBA-Skripts zur Sperrung der Bearbeitung des Formulars (unterer Abschnitt) und zur Speicherabfrage (oberer Abschnitt).

Skript zur Auswertung des Winston-Lutz-Tests

Der Winston-Lutz-Test und die Positionierung des Phantoms im MV-Isozentrum wurde über ein selbst geschriebenes Matlabskript ausgewertet. Ein Ausschnitt

```

for i=1:numel(files)
    %Interpolation
    A=daten(i);
    F = griddedInterpolant(double(A));
    [sx,sy] = size(A);
    xq = (0:5/20:sx)';
    yq = (0:5/20:sy)';
    A = uint16(F({xq,yq}));
    %Kreisdetektion
    A1=A>max(max(A))-30000;
    stats = regionprops('table',A1,'Centroid',...
        'MajorAxisLength','MinorAxisLength');
    centers = stats.Centroid;
    diameters = mean([stats.MajorAxisLength stats.MinorAxisLength],2);
    radii = diameters/2;
    firad=find(radii>40 & radii<135);
    if isempty(firad)==1
        A1=A>max(max(A))-max(max(A))/2;
        [centers,radii] = imfindcircles(A1,[50 300]);
        firad=find(radii>80 & radii<140);
    end
    if max(radii)<5
        A1=A>max(max(A))-20000;
        [centers,radii] = imfindcircles(A1,[6 300]);
        firad=find(radii>80 & radii<110);
    end
    %Strahlenfelddetektion
    A2=A<min(min(A))+(max(max(A))-min(min(A)))*0.5;
    sil=size(A2);
    A2=A2(21:sil(1)-20,21:sil(2)-20);
    s = regionprops(A2,'Centroid');
    s1 = regionprops(A2,'BoundingBox');
    s3(i) = regionprops(A2,'BoundingBox');
    s2=struct2array(s1);
    centroids = cat(1,s.Centroid);
    %Abstände
    Abstandl(i)=abs(centroids(1)+20-centers(firad,1));
    Abstand2(i)=abs(centroids(2)+20-centers(firad,2));
    Abstandmm(i)=sqrt(Abstandl(i)^2+Abstand2(i)^2)/16;
    Abstandcolmm(i)=(centroids(1)+20-centers(firad,1))/16;
    Abstandrowmm(i)=(centroids(2)+20-centers(firad,2))/16;
end

```

Abbildung 7.2: Ausschnitt des Matlabskripts des Winston-Lutz-Test für die Bestimmung des Kreis- und Strahlenfeldmittelpunktes.

dieses Skripts für die Auswertung des mit dem UMM-Phantom durchgeführten Tests ist in Abbildung 7.2 zu sehen. Im oberen Teil dieses Ausschnitts ist zu sehen, dass über einen Wert von 30000 Grauwerten weniger als dem maximalen Grauwert ein Schwarz-Weiß Bild erzeugt wird und der durch die PA12 Zylinder erzeugte Kreis detektiert wird. Der Schwellwert wurde auf Grund des unterschiedlichen Materials des UMM Phantoms im Vergleich zum Ballbearingphantom etwas anders gewählt, als in Kapitel 2.2.4 für das Ballbearingphantom angegeben. Im unteren Abschnitt des Bildes wurde eine Funktion erstellt, um das Strahlenfeld zu detektieren, indem zuerst ein Schwellwert beim mittleren im Bild vorhandenen Grauwert gesetzt wird und so ein Schwarz-Weiß Bild erzeugt wird. In diesem Schwarz-Weiß Bild wird dann ein Rechteck als Strahlenfeld und das Zentrum dieses Rechtecks detektiert. Im Anschluss werden die Abstände vom Zentrum der PA12 Zylinder und dem Zentrum des Strahlenfeldes detektiert. Diese Auswertung wurde im weiterführenden Skript für alle aufgenommenen MV-Bilder eingebaut und die Abstände und Radien wie in Kapitel 2.2.4 gezeigt ausgegeben.

Skript zur Auswertung der Lichtfeld-Strahlenfeldmessung

Auch bei der Lichtfeld-Strahlenfeldmessung wurden die Feldgröße und das Zentrum des Licht- und des Strahlenfeldes über ein selbst geschriebenes Matlabskript ausgewertet. Ein Ausschnitt dieses Skript ist in Abbildung 7.3 zu sehen. Im oberen Teil dieses Ausschnitts wurde eine Funktion eingebaut, sodass in einem Schwarz-Weiß-Bild das Strahlenfeld als Rechteck detektiert wird. Danach wird der Draht, welcher die Lichtfeldgrenze darstellt, detektiert. Dazu wird über den Wert s_4 , welcher einer bestimmten Feldgröße zugeordnet ist (im Skriptausschnitt einem $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ Feld), der Suchbereich für den Draht eingegrenzt. Dann wurde eine Methode eingebaut, um, wie in Kapitel 2.2.9.7 gezeigt, in der mittleren Zeile dieses Suchbereichs die prominenteste Ausschläge zu finden. Diese werden durch den Draht erzeugt und geben somit die Drahtpositionen, also die Grenzen des Lichtfeldes an. Im folgenden Skript wird dann die Differenz der Feldgrenzen von Licht-und Strahlenfeld für alle aufgenommenen Feldgrößen bestimmt.

```

% Strahlenfeld detektieren
stats = [regionprops(bw)]
for i = 1:numel(stats)
    rectangle('Position', stats(i).BoundingBox, ...
        'Linewidth', 3, 'EdgeColor', 'r', 'LineStyle', '--');
end
fi4=max([stats.Area]);
fi4=find([stats.Area]==fi4);
s3=[stats.Centroid];
s4=[stats.Area];
fis4=find(s4>5000);
s4=s4(fis4(1));
s5=[stats.BoundingBox];
s5=s5(s5>400);
%Detektion der Drahtpositionen in der Bildzeile
if s4>580000*16 & s4<680000*16
K(s3(fi4*2)-1520:s3(fi4*2)+1520,s3(fi4*2-1)-1520:s3(fi4*2-1)+1520)=0;
end
Zeile=K(:,round(s3(fi4*2-1)));
x=[1:4097];
z=double(Zeile);
if s4<280000*16
findpeaks(z,x,'MinPeakProminence',400)
FPZ=findpeaks(z,x,'MinPeakProminence',400);
fz=zeros(length(FPZ),1);
for i=1:length(FPZ)
a5=find(z==FPZ(i));
fz(i,:)=a5(1);
if i>1
if fz(i,:)<fz(i-1,:)
fz(i,:)=a5(2);
end
end
end
NN= abs(fz(:,1)-(s3(fi4*2)-s5(4)/2));
NN=find(NN==min(NN));
NN1= abs(fz(:,1)-(s3(fi4*2)+s5(4)/2));
NN1=find(NN1==min(NN1));
DrahtZeile1=fz(NN,1);
DrahtZeile2=fz(NN1,1);

```

Abbildung 7.3: Ausschnitt des Matlabskripts zur Detektion der Licht- und Strahlenfeldgrenzen.

8 Lebenslauf

PERSONALIEN

Name: Lena Mertens
Adresse: Liebigstraße 5, 68167 Mannheim
Geburtsdatum: 22.06.1994
Geburtsort: Paderborn
Familienstand: ledig

SCHULISCHER WERDEGANG

08/2000-07/2004 Katholische Grundschule Schwaney
08/2004-07/2013 Gymnasium St. Xaver Bad Driburg
Abschluss: Abitur (05.07.2013)

UNIVERSITÄRER WERDEGANG

10/2013-08/2016 TU Dortmund
Bachelorstudium Medizinphysik
Bachelor of Science (01.08.2016, Note: 2,0)
10/2016-08/2018 TU Dortmund
Masterstudium Medizinphysik
Master of Science (31.08.2018, Note: 1,2)
10/2017-08/2018 Anfertigung der Masterarbeit (Materialprüfungsamt NRW/ West-
deutsches Protonentherapiezentrum Essen)
Thema: "Messung der in der Protonentherapie auftretenden
Hautdosis mit Thermolumineszenzdosimetern" (Note: 1,0)

BERUFLICHER WERDEGANG

10/2015-08/2018 Studentische Hilfskraft, Fakultät Physik der TU Dortmund
Seit 10/2018 Doktorandin, Medizinische Fakultät Mannheim der Universität
Heidelberg
Seit 10/2018 Akademische Mitarbeiterin, Klinik für Strahlentherapie und
Radioonkologie, Universitätsmedizin Mannheim
Seit 02/2021 Medizinphysik-Expertin, Medizinische Physik und zentraler
Strahlenschutz, Universitätsmedizin Mannheim

PUBLIKATIONEN

Mertens, L., Sihono, D., Vogel, L., Streb, L., Giordano, F., Boda-Heggemann, J. und Fleckenstein, J. (2019). Dosimetrischer Einfluss residualer intrafraktioneller Organbewegung bei stereotaktischer Bestrahlung der Leber in Atemanhalt. DGMP Abstractband 50.

Mertens, L., Fleckenstein, J., Steil, V. und Schneider, F. (2021). Development of a multi-modality end-to-end-test phantom with the possibility to determine the compound isocenter. DGMP Abstractband Dreiländertagung.

Boda-Heggemann, J., Sihono, D., Streb, L., Mertens, L., Vogel, L., Stieler, F., Wenz, F., Giordano, F., Kalisch, I., Lohr, F. und Fleckenstein, J. (2019). Ultrasound-based repositioning and real-time monitoring for abdominal SBRT in DIBH. Phys Med. 65, 46-52. doi: 10.1016/j.ejmp.2019.08.003.

Mertens, L., Fleckenstein, J., Steil, V. und Schneider, F. (2022). A novel end-to-end test for combined dosimetric and geometric treatment verification using a 3D-printed phantom. Med dosim, im Druck.

9 Danksagung

Zum Abschluss bedanke ich mich bei allen Personen, die mich bei dieser Arbeit unterstützt und zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Zunächst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Frank Giordano für die Möglichkeit an diesem interessanten Thema während meiner Promotion zu arbeiten und die Begutachtung der Arbeit bedanken.

Herrn Dr. Frank Schneider danke ich besonders für die Unterstützung während meiner Promotion, die Idee für das gesamte Projekt und die zahlreichen Anregungen und Ratschläge, die mir bei der Durchführung dieser Arbeit geholfen haben. Vielen Dank für die Hinweise bei der Bearbeitung dieses Themas und die vielen Korrekturen am Paper, dieser Arbeit, Abstracts und vielem mehr.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Dr. Jens Fleckenstein, der mir immer bei Fragen zur Seite stand. Außerdem danke ich Uwe Gros und Uwe Schröder von Elekta AB, die mich in der Ursachenfindung unterstützt haben, wenn ich Unstimmigkeiten beispielsweise in der XVI Software oder beim 'Tragarm Stopp'-Problem gefunden habe und mir diese nicht erklären konnte.

Außerdem danke ich meinen Kollegen für die gute Arbeitsatmosphäre, die Plattform für Diskussionen und den Austausch über Themen der Dissertation und darüber hinaus. Besonders danke ich Manon für das Korrigieren meines Englischen.

Zuletzt möchte ich mich noch bei meinen Freunden und meiner Familie für die moralische Unterstützung bedanken und dafür, dass sie mich immer wieder aufmuntert haben. Besonders danke ich meinem Freund Johannes, der mich immer darin bestärkt hat, dass ich es schaffen kann und mir mit Rat und Tat zur Seite gestanden hat.