

Sandra Arras
Dr. med. dent.

Einfluss verschiedener Implantatcharakteristika auf die Hartgewebsanlagerung von enossalen, dentalen Implantaten

Geboren am 16.07.1976 in Lindenfels
Reifeprüfung am 13.06.1995
Studiengang der Fachrichtung Zahnmedizin vom WS 1995/96 bis SS 2000
Physikum am 02.04.1998 an der Universität Heidelberg
Klinisches Studium in Zahnmedizin
Staatsexamen am 18.12.2000 an der Universität Heidelberg

Promotionsfach: Mund-, Zahn-, Kieferheilkunde
Doktorvater: Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Stefan Hassfeld

Primärstabilität und komplikationslose Einheilung sind unabdingbare Anforderungen an enossale Implantate. Die Grundlage dafür ist eine positive Reaktion des umliegenden Hartgewebes nach Implantation, d.h. eine entzündungsfreie Einheilung, sowie ein inniger Implantat-Knochen-Kontakt.

Welche Eigenschaften sollte demnach ein Implantat aufweisen, um den genannten Anforderungen zu entsprechen?

Zahlreiche Literaturstellen wurden zusammengetragen und die Ergebnisse aus nahezu 70 Studien miteinander verglichen. Ein aussagekräftiger Vergleich konnte nur dann stattfinden, wenn sich Studiendesign, Versuchsdurchführung und Versuchsbedingungen im wesentlichen glichen. War dies nicht der Fall, gaben die Ergebnisse lediglich Hinweise auf optimale Voraussetzungen für eine erfolgreiche periimplantäre Hartgewebsanlagerung.

Im Rahmen der Materialentwicklung für enossale, dentale Implantate muss das Titanimplantat als derzeit bestmöglicher Kompromiss biologischer, physikalischer und mechanischer Eigenschaften angesehen werden.

In Bezug auf die Oberflächengestaltung des Implantats sind Tiefe, Ausdehnung und durchschnittliche Rauigkeit der Poren von großer Wichtigkeit. Sie nehmen nicht nur Einfluss auf die zelluläre Orientierung, sie tragen auch zu einer Verbesserung der Krafteinleitung bei. Durch unterschiedliche Oberflächenbehandlungen lassen sich diese Parameter variieren. Am Beispiel der durchschnittlichen Rauigkeit (R_a) zeigt sich nach maschineller Bearbeitung von Titankörpern ein Wert von $R_a < 1,0 \mu\text{m}$. Die sandgestrahlten Titanoberflächen zeigen dagegen Werte von $R_a = 1,2 - 2,2 \mu\text{m}$. Durch Säureätzung lassen sich auf der Titanoberfläche Metalloxide ablösen, wodurch eine Oberflächenrauigkeit von ca. $R_a = 1,3 \mu\text{m}$ die Folge ist. Diese Technik kann mit der oben genannten Sandstrahltechnik kombiniert werden, es entsteht die SLA-Oberfläche mit einem $R_a = 2,0 \mu\text{m}$. Auch die Titan-Plasma-Flame-Beschichtung (TPS) ist eine relevante Oberflächenkonditionierung. Die Oberflächenschicht zeigt sich nach der Behandlung als stark porös. Klinisch bedeutet eine Oberflächenvergrößerung eine verstärkte Knochenanlagerung, welche mit einer Erhöhung des Ausdrehmoments (removal torque) einhergeht. Zusammenfassend kann man festhalten, dass der removal torque bei plasmabeschichteten (TPS), säuregeätzten (Osseotite) und gestrahlt-geätzten (SLA) Implantatoberflächen signifikant höher ist, als bei den Implantaten mit maschinell bearbeiteter Oberfläche. Wiederum zeigten gestrahlt-geätzte Oberflächen wesentlich bessere Werte, als rein säuregeätzte Oberflächen.

Ein weiterer wichtiger Faktor für eine optimale Implantatintegration im Hartgewebe ist der chemische Zustand des Implantats, sowie dessen biochemische Eigenschaften. Sie haben besonders auf die Einheilungszeit und Standzeit von Implantaten einen signifikanten Einfluss. Zum einen spielt die Hydrophilie der Implantatoberfläche eine große Rolle, wodurch die Oberflächenspannung herabgesetzt wird und eine bessere zelluläre Anhaftung die Folge ist. Zum anderen beeinflusst die Oberflächenenergie das Benetzungsverhalten der Implantatoberfläche, wodurch es wiederum zu besseren Interaktionen mit dem periimplantären Hartgewebe kommt.

Ziel ist es, ein Implantat zu erhalten, dessen Oberfläche so strukturiert ist, dass es zu einer funktionellen Verbindung mit dem periimplantären Hartgewebe kommt. Die Grundlage bildet zunächst Titan, mit seiner ausgezeichneten Gewebeverträglichkeit. Für eine mikromorphologische Oberflächenvergrößerung sollte das Implantat nach dem TPS- bzw. SLA-Verfahren behandelt werden. Die optimale Implantatoberfläche sollte einen Porendurchmesser von $10\mu\text{m}$, eine Rautiefe (R_t) von ca. $20\mu\text{m}$ und eine durchschnittliche Rauigkeit (R_a) von $2\mu\text{m}$ aufweisen. So kann die Implantatintegration auf zellulärer Ebene optimal genutzt werden. Durch die Dotierung des Implantats mit Kalzium- oder Phosphationen wird die Knochenregeneration zusätzlich positiv beeinflusst. Weiterhin sollte die Implantatoberfläche hydrophil und in einem hochenergetischen Zustand sein, wodurch die Oberflächenspannung herabgesetzt wird und eine Verbesserung der Zelladsorption die Folge ist.