

MECHANISMEN DER MIGRATION ORTHO- DONTISCHER MINI- IMPLANTATE

Eine Zusammenfassung der Arbeit „Micro finite element analysis of continuously loaded mini-implants – a micro-CT study in the rat tail model“¹ von Dr. Robert Kerberger, Priv.-Doz. Giulia Brunello, PhD, und Prof. Dr. Kathrin Becker.

1. Hintergrund und Zielsetzung

Orthodontische Miniimplantate (OMI) haben sich als zuverlässige Form der skelettalen Verankerung etabliert. Sie erweitern das Behandlungsspektrum und ermöglichen zahlreiche therapeutische Konzepte, unabhängig von der Patientenadhärenz. Lange Zeit wurde angenommen, dass OMI unter orthodontischer Belastung stationär stabil bleiben. In den letzten Jahren zeigten jedoch sowohl klinische als auch präklinische Studien, dass kontinuierliche Kräfte zu einer geringen, aber messbaren Migration von Miniimplantaten im Knochen führen können.^{2,3} Dieses Phänomen widerspricht auf den ersten Blick klassischen Konzepten der Knochenbiologie wie dem Wolffschen Gesetz oder der Mechanostat-Theorie, nach denen mechanische Belastung primär Knochenaufbau induzieren sollte.^{4,5} Die zugrunde liegenden biologischen und biomechanischen Mechanismen der Implantatmigration sind bislang nicht vollständig geklärt. Insbesondere ist unklar, wie lokale mechanische Spannungen im periimplantären Knochen mit zeitlich veränderlichen Remodellingprozessen interagieren. Vor diesem Hintergrund verfolgte die vorliegende Studie die folgenden Ziele:

1. die lokalen Spannungen im Knochen um kontinuierlich belastete OMI mithilfe einer Mikro-Finite-Element-Analyse (Mikro-FEA) zu quantifizieren und
2. den Zusammenhang zwischen diesen Spannungen und dem lokalen Knochenremodelling longitudinal zu analysieren, um die Mechanismen der Implantatmigration besser zu verstehen.

Die zentrale Hypothese der Autoren war, dass die frühe Implantatmigration weniger einer physiologischen, adaptiven Knochenantwort auf mechanische Belastung entspricht,

sondern vielmehr einem heilungs- und traumabedingten Remodellingprozess nach chirurgischer Implantation unter zusätzlicher Dauerbelastung ähnelt.

2. Studiendesign und Methodik

2.1 Tiermodell und Versuchsaufbau

Die Studie führte zusätzliche Auswertungen von mikro-CT und Finite-Elemente-Analysen an Daten aus einem Tierversuchsprojekt durch.² Die Untersuchungen wurden an 61 adulten weiblichen Wistar-Ratten durchgeführt. In jede Ratte wurden zwei individuell gefertigte Titan-Miniimplantate (Ti-6Al-4V) in einen einzelnen Schwanzwirbel inseriert. Die Implantate wurden mittels einer Nickel-Titan-Kontraktionsfeder miteinander verbunden und unmittelbar nach Insertion kontinuierlich belastet. Die Tiere wurden randomisiert vier Belastungsgruppen zugeordnet:

- 0 N (Kontrollgruppe, keine Belastung)
- 0,5 N (niedrige Belastung)
- 1,0 N (mittlere Belastung)
- 1,5 N (hohe Belastung)

Die Kraftniveaus wurden an das Tiermodell angepasst und entsprechen – skaliert – klinisch relevanten Belastungen orthodontischer Miniimplantate beim Menschen.

2.2 Bildgebung und Bildverarbeitung

Alle Tiere wurden mittels In-vivo-mikro-CT unmittelbar postoperativ sowie nach ein und zwei Wochen gescannt. Ein Teil der Tiere wurde zusätzlich nach vier, sechs und acht Wochen untersucht. Die Auflösung betrug 15,6 µm isotrope Voxelkantenlänge. Um die für Metallimplantate typischen Artefakte zu minimieren, wurde ein zuvor validiertes Korrekturverfahren

für periimplantäre Grauwerte angewendet.⁶ Die Implantate wurden entlang ihrer Längsachse ausgerichtet, und die Feder wurde aus den Datensätzen entfernt, um die Analyse der periimplantären Knochenstrukturen zu ermöglichen.

2.3 Definition periimplantärer Volumina

Analog zu etablierten Konzepten aus der Implantatprothetik wurden neun periimplantäre Volumes of Interest (VOI) definiert, unterteilt in:

- proximal, lateral und distal,
- jeweils in top, middle und bottom.

Diese VOI erstreckten sich bis maximal 1 mm vom Implantat entfernt und deckten sowohl kortikale als auch trabekuläre Knochenanteile ab (Abb. 1).

2.4 Mikro-Finite-Element-Analyse

Auf Basis der Mikro-CT-Daten wurden lineare elastische Mikro-FEA-Modelle erstellt. Der Knochen wurde als isotropes Material mit einem Elastizitätsmodul von 10 GPa modelliert, das Titanimplantat mit 105 GPa.⁸ Die mechanische Belastung wurde entsprechend der jeweiligen Gruppe am Implantatkopf simuliert. Besonderes Augenmerk lag auf der realistischen Modellierung der frühen Heilungsphase: Da initial keine vollständige funktionelle Knochen-Implantat-Verbindung angenommen werden kann, wurden Kontaktbereiche entfernt, in denen Zugspannungen aufgetreten wären. Als primärer Parameter wurden mittlere und maximale Von-Mises-Spannungen innerhalb der einzelnen VOI berechnet.

2.5 Analyse des Knochenremodellings

Das Knochenremodelling wurde longitudinal durch den Vergleich aufeinanderfolgender Mikro-CT-Scans analysiert. Nach präziser 3D-Registrierung wurden Knochenverlust (nur im Ausgangsscan vorhandener Knochen) und Knochenneubildung (nur im Folgescan vorhandener Knochen) quantifiziert. Veränderungen wurden sowohl absolut als auch relativ zur Ausgangsknochenmenge berechnet.

2.6 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mittels linearer gemischter Modelle, wobei Belastung und Zeit als fixe Effekte und das Tier als Zufallseffekt berücksichtigt wurden. Signifikanztests erfolgten über Likelihood-Ratio-Tests, gefolgt von Tukey-Post-hoc-Tests bei Bedarf.

3. Ergebnisse

3.1 Lokale Spannungsverteilung

Die Mikro-FEA zeigte, dass die höchsten mechanischen Spannungen konsistent im proximalen oberen VOI, also im Bereich des Implantathalses in Belastungsrichtung, auftraten (Abb. 2). Weitere Spannungsmaxima fanden sich in lateralen mittleren und distalen unteren Regionen. Unabhängig von der VOI-Lokalisation zeigte sich ein einheitliches zeitliches Muster:

- Die Spannungen nahmen in den ersten zwei Wochen zu,
- erreichten ihr Maximum um Woche 2
- und nahmen anschließend wieder ab.

Die höchsten Spannungen wurden erwartungsgemäß in der 1,5-N-Gruppe beobachtet. Die absoluten Spannungswerte lagen überwiegend unter 30 MPa, was deutlich unterhalb klassischer Frakturschwellen für Knochen liegt.



Abb. 1: Darstellung der neun periimplantären Volumes of Interest (VOI).

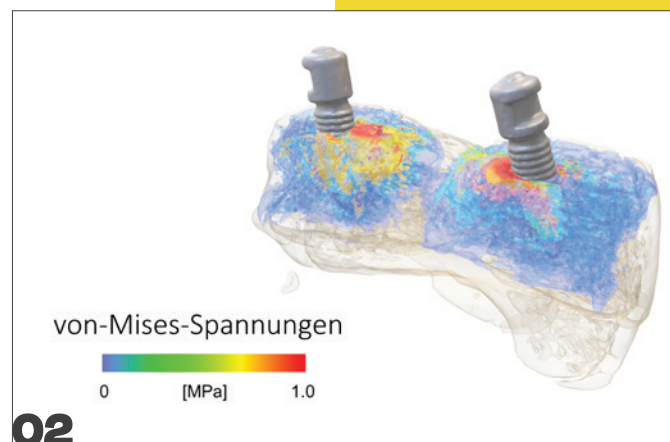


Abb. 2: Repräsentatives Mikro-FEA-Modell. Spannungen sind farblich gekennzeichnet.

3.2 Knochenremodelling

Der Knochenumbau folgte einem klaren zeitabhängigen Muster:

- In allen Gruppen wurde initialer Knochenverlust innerhalb der ersten zwei Wochen beobachtet,
- anschließend kam es zu einer Netto-Knochenzunahme bis Woche 8, besonders ausgeprägt in den höher belasteten Gruppen.

Dieses biphasische Muster – frühe Resorption, gefolgt von Konsolidierung – zeigte sich in nahezu allen VOI, wobei Ausmaß und Dynamik je nach Region variierten (Abb. 3). Die Zeit war der dominanteste Einflussfaktor, während der Effekt der Kraft regional unterschiedlich ausgeprägt war.

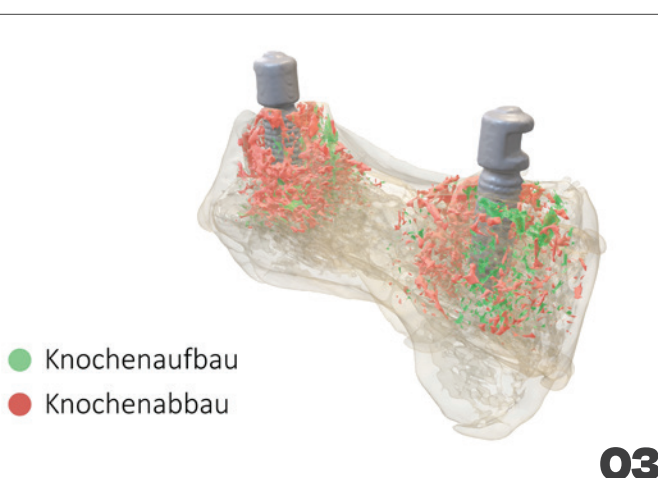


Abb. 3: Lokaler Knochenumbau um zwei kontinuierlich belastete Mini-implantate.

3.3 Zusammenhang zwischen Spannung und Remodelling

Die Analyse der Spannungsverteilungen in Bereichen mit Knochenverlust bzw. Knochenneubildung zeigte, dass:

- frühe hohe Spannungen überwiegend mit Knochenresorption assoziiert waren,
- spätere Phasen niedrigerer Spannungen mit Knochenaufbau korrelierten.

Dies unterstützt die Annahme, dass die frühe Implantatmigration durch eine Kombination aus chirurgischem Trauma und kontinuierlicher Belastung begünstigt wird, während spätere Knochenneubildung zur Stabilisierung beiträgt.

4. Diskussion und klinische Einordnung

Die Ergebnisse zeigen, dass die Reaktion des periimplantären Knochens auf unmittelbare Dauerbelastung nicht primär den Regeln der klassischen mechanoadaptiven Knochenremodellierung folgt. Vielmehr ähnelt das beobachtete Ver-

halten einem traumabezogenen Heilungsprozess, bei dem initiale Resorption – möglicherweise ausgelöst durch Mikrotraumata, lokale Ischämie und Osteozytenapoptose – dominiert, wie es in früheren experimentellen Arbeiten beschrieben wurde.⁹⁻¹³ Diese Ergebnisse sind auch kongruent mit früheren histologischen Beobachtungen der Arbeitsgruppe, die eine ausgeprägte inflammatorische Phase bei den belasteten Implantaten in der frühen Heilungsphase zeigten.¹⁴

Die später einsetzende Knochenneubildung kann als Konsolidierungsphase interpretiert werden, die die weitere Implantatmigration begrenzt. Diese zeitliche Dynamik erklärt auch, warum die Migrationsgeschwindigkeit der OMI im Verlauf abnimmt, wie in früheren Arbeiten der Autorengruppe gezeigt wurde.² Für die klinische Praxis bedeutet dies:

- Eine gewisse frühe Migration von Miniimplantaten unter kontinuierlicher Belastung ist biologisch erklärbar und nicht zwangsläufig ein Zeichen von Implantatversagen,
- hohe initiale Kräfte können die frühe Migration verstärken,
- nach abgeschlossener Osseointegration ist eine relevante Migration wahrscheinlich nicht mehr möglich.

5. Schlussfolgerung

Die Studie zeigt, dass kontinuierlich und sofort belastete orthodontische Miniimplantate eine zeitabhängige Kombination aus frühem Knochenabbau und späterer Knochenkonsolidierung induzieren. Die höchsten lokalen Spannungen treten früh auf und korrelieren mit initialer Resorption und Implantatmigration. In der Folge überwiegt der Knochenaufbau, was die Stabilisierung des Implantats begünstigt.

Diese Ergebnisse liefern ein biomechanisches und biologisches Erklärungsmodell für die klinisch beobachtete Implantatmigration und unterstreichen die Bedeutung der frühen Heilungsphase nach Implantatinserterion unter Belastung. Ob es auch bei verzögerter Belastung zu einer Implantatmigration kommen kann, ist wissenschaftlich noch nicht erforscht. ■

KONTAKT

Prof. Dr. Kathrin Becker

Charité – Universitätsmedizin Berlin
+49 30 450562-522

Dr. Robert Kerberger

Charité – Universitätsmedizin Berlin
+49 30 450562-575

Literatur



Priv.-Doz. Giulia Brunello

Universitätsklinikum Düsseldorf
Charité – Universitätsmedizin Berlin
+49 30 450562-522