

RUES, STEFAN; LENZ, JÜRGEN; SCHINDLER, HANS J.; RONG, QIGUO; SCHWEIZERHOF, KARL; RIEDIGER, DIETER

Beanspruchungen des Unterkiefers bei unterschiedlichen Implantatverteilungen und unter unterschiedlichen Lasten

Mit Hilfe der Methode der Finiten Elemente werden für unterschiedliche, häufig verwendete (symmetrische und nicht-symmetrische) Implantatverteilungen im Unterkiefer die Spannungen im periimplantären Knochenbett analysiert, insbesondere um klinisch-kritische Beanspruchungen zu bewerten. Die Analyse zeigt, dass die Druckspannungen mit wachsendem Atrophiegrad des Kiefers ansteigen und dass eine zusätzliche Schleimhautabstützung zu einer beträchtlichen Reduktion der Spannungen im Implantatbett beitragen kann.

1. Einführung in die medizinische Fragestellung

In der vorliegenden Finite Element (FE) Analyse sollten anhand von verschiedenen, in der Praxis häufig vorkommenden Implantatverteilungen (Abb. 1) im Unterkiefer (UK) folgende Fragestellungen geklärt werden: 1) wie sich unter unterschiedlichen funktionellen (Kau-) Belastungen die periimplantären Knochenbeanspruchungen im stark atrophierten (geschwundenen) gegenüber dem schwach atrophierten Kiefer erhöhen und 2) in welchem Maße eine zusätzliche Abstützung der Prothesen-Kragarme auf der Schleimhaut (Gingiva) zur Verminderung der Knochenbeanspruchung beitragen kann.

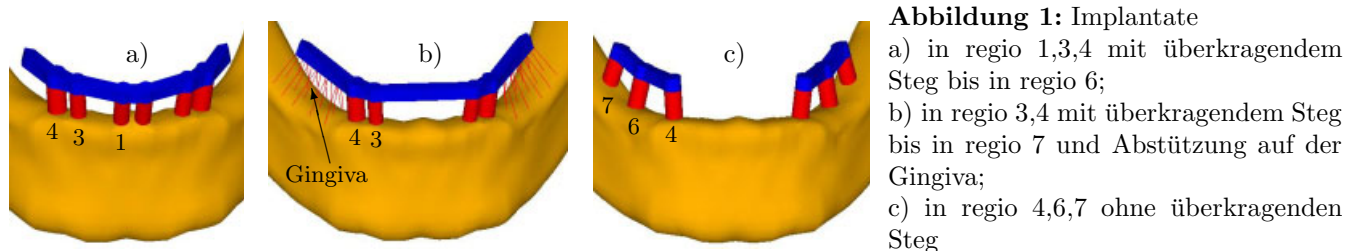


Abbildung 1: Implantate

a) in regio 1,3,4 mit überkragendem Steg bis in regio 6;
b) in regio 3,4 mit überkragendem Steg bis in regio 7 und Abstützung auf der Gingiva;
c) in regio 4,6,7 ohne überkragenden Steg

2. Materialien und Methoden

Die für die Berechnungen verwendeten UK-Modelle besitzen sagittale Kieferhöhen von 25 mm (schwach atrophiert) bzw. 18 mm (stark atrophiert). Die Unterteilung in Kortikalis (äußere, dichte Knochenchale) und Spongiosa (trabekuläre innere Knochenstruktur) erfolgte anhand vorliegender realer Kiefer.

Die Belastung wurde über einen beidseitigen Muskelzug (musculus masseter) von je 100 N (mäßige Kaukraft) simuliert und die verschiedenen Belastungszustände über den Kontakt (Lagerung auf Druckfedern) mit einzelnen oder mehreren Antagonisten (Gegenzähnen) realisiert. Die Abstützung der Prothesen-Kragarme auf der Gingiva wurde, wie aus Abb. 1b ersichtlich, durch eine Verteilung von Druckfedern modelliert. Die Kiefergelenke (Kondylen) waren, um ihre Lagerung über den nachgiebigen Diskus in der Gelenkgrube des Schläfenbeins zu modellieren, ebenfalls auf Federn gelagert. Die verwendeten Materialparameter sind Tab. 1 zu entnehmen. Die Diskretisierung der FE-Modelle erfolgte mit bis zu 104.200 Elementen bzw. 86.900 Knoten. Das Netz wurde im periimplantären Knochenbereich verfeinert und variiert. Dabei wurden vorwiegend 8-Knoten-Hexaederelemente, ansonsten 4-Knoten-Tetraederelemente verwendet. Die Berechnungen wurden mit ANSYS 6.1 durchgeführt.

Implantat, Verbinder (Titan)	$E_I = E_V = 110 \text{ GPa}$, $\nu_I = \nu_V = 0.3$
Kortikalis	$E_K = 15 \text{ GPa}$, $\nu_K = 0.3$
Spongiosa	$E_S = 2 \text{ GPa}$, $\nu_S = 0.3$
Gingiva	$E_G = 10 \text{ MPa}$
Antagonisten (Druckfedern)	$c_{A,vert} = 2700 \text{ N/mm}$, $c_{A,hor} = 1350 \text{ N/mm}$
Lagerung der Kondylen	$c_{Kon} = 50 \text{ N/mm}$ (in allen Richtungen)

Tabelle 1: Materialparameter (linear-elastische Materialien)

3. Ergebnisse

Beispielhaft für die untersuchten Implantatverteilungen und unterschiedlichen Lastfälle werden im Folgenden die Ergebnisse für die Konstruktion aus Abb. 1b für den sicher ungünstigsten (symmetrischen) Fall vorgestellt, bei dem diese jeweils nur am Kragende beidseitig Kontakt mit einem Antagonisten hat.

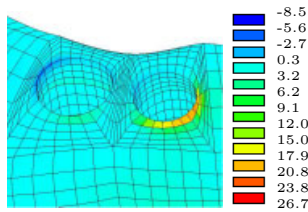


Abbildung 2.1:
Max. Zugspannungen
 σ_I [MPa] für den schwach
atrophierten UK

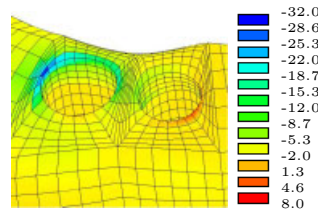


Abbildung 2.2:
Max. Druckspannungen
 σ_{III} [MPa] für den schwach
atrophierten UK

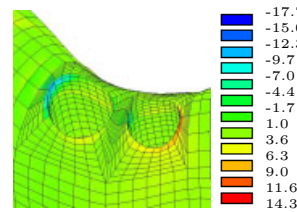


Abbildung 3.1:
Max. Zugspannungen
 σ_I [MPa] für den stark
atrophierten UK

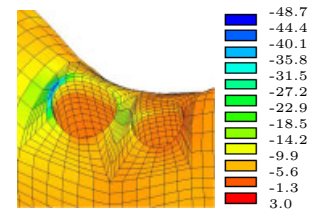


Abbildung 3.2:
Max. Druckspannungen
 σ_{III} [MPa] für den stark
atrophierten UK

Vergleicht man die Ergebnisse für den schwach atrophierten (Abb.2) mit denen des stark atrophierten Unterkiefers (UK) (Abb.3), so nimmt die maximale Zugspannung von ~ 27 MPa beim schwach atrophierten auf ~ 14 MPa beim stark atrophierten UK ab, die maximale Druckspannung nimmt jedoch betragsmäßig von ~ 32 MPa auf ~ 49 MPa zu. Die Spannungen verschieben sich somit in Richtung des Druckbereichs. In Tab. 2 werden diese Spannungswerte den Ergebnissen einer Vergleichsberechnung für die Konstruktion aus Abb. 1b *ohne* Schleimhautabstützung gegenübergestellt.

	σ_I [MPa]	σ_{III} [MPa]
schwach atrophierter UK mit gingivaler Abstützung	26.7	-32.0
stark atrophierter UK mit gingivaler Abstützung	14.3	-48.7
schwach atrophierter UK ohne gingivale Abstützung	47.2	-56.9

Tabelle 2:

Ergebnisse für die Konstruktion aus Abb. 1b bei unterschiedlichen Atrophiegraden des Unterkiefers bzw. ohne gingivale Abstützung

Die Vergleichsberechnung belegt, dass sich die maximalen Zug- bzw. Druckspannungen im Knochenbett ohne Abstützung des Prothesen-Kragarms von ~ 27 MPa auf ~ 47 MPa bzw. von ~ -32 MPa auf ~ -57 MPa etwa verdoppeln.

Die Berechnungen zeigen ferner, dass die Spongiosa bei allen untersuchten Implantatverteilungen und Lastfällen nur geringfügig beansprucht wird, d.h. im Wesentlichen die Kortikalis die Lasten abträgt. Hohe Knochenbeanspruchungen treten vorwiegend an der Materialtrennfläche Implantat-Kortikalis, bei einigen Lastfällen aber auch an der Materialtrennfläche Kortikalis-Spongiosa auf. Sie klingen aber schnell mit zunehmendem Abstand vom jeweiligen Implantat ab.

4. Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse zeigen, dass sich die Spannungen im Knochen beim stark atrophierten im Vergleich zum schwach atrophierten UK in Richtung höheren Drucks verschieben und sich somit bei ersterem die Gefahr der Knochenresorption erhöht. Weiterhin zeigt sich, dass die Belastungen des Knochenbetts nahezu halbiert werden können, wenn lange Prothesen-Kragarme auf der Gingiva abgestützt werden. Darüber hinaus belegen die Simulationen, dass im Wesentlichen die Kortikalis die Last abträgt und die hohen Beanspruchungen im Knochenbett mit wachsendem Abstand von den Implantaten schnell abklingen.

DIPL.-ING. STEFAN RUES, DR. RER. NAT. JÜRGEN LENZ, DR. MED. DENT. HANS J. SCHINDLER, PROF. DR. MED. DR. MED. DENT. DIETER RIEDIGER, Universität Karlsruhe, Forschungsgruppe Biomechanik, Fakultät für Mathematik, Kaiserstr.12, 76128 Karlsruhe, Germany; DR.-ING. QIGUO RONG, PROF. DR.-ING. KARL SCHWEIZERHOF, Universität Karlsruhe, Institut für Mechanik, Kaiserstr.12, 76128 Karlsruhe, Germany