

**Biomechanische Eigenschaften dentaler Implantate
unterschiedlicher Längen in Kombination mit
verschiedenen Augmentationsverfahren in der Maxilla**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Tabea Yonka Inga Winter

aus Düsseldorf

2020

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. med. dent. Pia-Merete Jervoe-Storm

Tag der Mündlichen Prüfung: 31.03.2020

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	5
1. Einleitung	6
1.1 Anatomie und Physiologie der Maxilla	7
1.2 Physiologische und pathologische Knochenbelastung	8
1.2.1 Die Alveolarfortsatzatrophie	9
1.3 Anatomie und Physiologie des Sinus maxillaris	9
1.4 Laterale und perkrestale Sinusbodenelevation	12
1.4.1 Die Operationstechniken.....	18
1.5 Knochen und Knochenersatzmaterialien.....	20
1.5.1 Bio-Oss®	21
1.6 Dentale Standard- und Kurzimplantate	22
1.7 Bruxismus	25
1.8 Finite-Elemente-Methode.....	26
2. Fragestellungen und Ziele	29
3. Material und Methode	30
3.1 3D-Geometrierekonstruktion	30
3.1.1 Anatomisches Basismodell	30
3.1.2 Die klinischen Modelle	31
3.1.3 Die idealisierten Modelle	33
3.2 Generierung der Finite-Elemente-Modelle	36
3.2.1 Generierung der FE-Modelle mit einer perkrestalen Sinusbodenelevation	37
3.2.2 Generierung des FE-Modells mit einer lateralen Sinusbodenelevation.....	38
3.2.3 Materialeigenschaften	39

3.2.4	Kontaktparameter	40
3.3	Die Implantatbelastung	42
4.	Ergebnisse	45
4.1	Verschiebung	45
4.2	Spannung.....	51
4.3	Verzerrung	59
5.	Diskussion	67
5.1	Material und Methode	67
5.1.1	Allgemeine Diskussion der FEM	67
5.1.2	Spezielle Modelldiskussion	67
5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	72
5.3	Einordnung der Ergebnisse in die Literatur	75
5.3.1	Die Knochenbelastung	75
5.3.2	Die Implantatlänge	77
5.4	Bewertung und klinische Schlussfolgerungen.....	78
6.	Zusammenfassung	80
7.	Abbildungsverzeichnis	82
8.	Tabellenverzeichnis	84
9.	Literaturverzeichnis	85
10.	Danksagung	97

Abkürzungsverzeichnis

AM	Augmentationsmaterial
CMD	Kraniomandibuläre Dysfunktion
DGFDT	Deutsche Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DVT	Digitale Volumentomographie
Im	Idealisiertes Modell
int	interne
ITI	International Team for Implantology
FEA	Finite-Elemente-Analyse
FEM	Finite-Elemente-Methode
KEM	Knochenersatzmaterial/-ien
Km	Klinisches Modell
L	Implantatlänge in mm
N	Einheit Newton für die Kraft
RBE	Rigid Body Element
RKH	Restknochenhöhe
SBE	Sinusbodenelevation
lat	laterale

1. Einleitung

Nach ihrer wissenschaftlichen Anerkennung 1982 durch die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde und die inzwischen verfügbaren Langzeitstudien haben die dentalen Implantate einen zunehmend hohen Stellenwert in der prothetischen Versorgung der Patienten eingenommen. Sie leisten einen entscheidenden Beitrag zur Verbesserung der mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität der Patienten (Strub et al., 2011a). In der Maxilla erschweren die Pneumatisation der Kieferhöhle, die Atrophie der Alveolarfortsätze und die spongiöse Knochensubstanz die Insertion und das langfristige Überleben von Implantaten, wodurch ihre Verweildauer denen in der Mandibula unterlegen ist (Cramer, 2007; Telleman et al., 2011).

Seit ihrer Erwähnung Ende der 1970er, beziehungsweise in den 1990er Jahren, ermöglichen die laterale und interne Sinusbodenelevation eine Implantatinserterion mit Standardlängen. Sie sind vielfach beschriebene und anerkannte Verfahren, die trotz der genannten ungünstigen Voraussetzungen hohe Erfolgsquoten verzeichnen (Martini, 2001; Sieper und Ratschow, 2014; Thoma et al., 2017).

Wenn die Insertion eines Implantats mit Standardlängen allerdings große Risiken birgt oder nicht möglich ist, können Kurzimplantate eine vielversprechende Alternative zu den umfang- und risikoreicheren Sinusbodenelevationen darstellen. Sie schützen darüber hinaus wichtige anatomische Strukturen, wie beispielsweise den Sinus maxillaris und die Schneidersche Membran (Teixeira et al., 1997; Telleman et al., 2011).

Allerdings werden die Überlebensraten der Kurzimplantate noch immer kontrovers diskutiert. Ihnen wird vielfach eine höhere Variabilität und größere Unberechenbarkeit in Bezug auf ihre Lebensdauer nachgesagt. Während einige Autoren die Kurzimplantate mit Standardimplantaten gleichsetzen, fordern viele, klinische Studien mit längeren Beobachtungszeiträumen unter standardisierten Bedingungen abzuwarten, bevor eine Behandlungsempfehlung ausgesprochen werden kann (Jung et al., 2018; Papaspyridakos et al., 2018).

Neben klinischen und experimentellen Studien ermöglicht die numerische Analyse mithilfe der Finite-Elemente-Methode die biomechanischen Eigenschaften von Implantaten zu untersuchen und so zum Verständnis ihres Verhaltens in der klinischen Anwendung beizutragen.

1.1 Anatomie und Physiologie der Maxilla

Im Folgenden werden die Grundlagen der Anatomie des Oberkiefers kurz dargestellt.

Die Maxilla zählt als einer von insgesamt zwölf Knochen zum sogenannten Viscerocranium und ist damit Teil der knöchernen Grundlage des Gesichtes (Benninghoff und Drenckhahn, 2014; Schünke et al., 2012). Der paarig angelegte Oberkieferknochen steht, aufgrund seiner zentralen Position im Mittelgesicht, mit allen übrigen Knochen des Gesichtsschädels, mit Ausnahme der Mandibula, in direkter Verbindung (Pschyrembel Online, 2017; Rosenbauer et al., 1998). Er ist an der Bildung der lateralen Wand und des Bodens der Nasenhöhle, des knöchernen Gaumens sowie des Orbitabodens beteiligt (Benninghoff und Drenckhahn, 2014; Pschyrembel Online, 2017). Zu unterteilen ist die Maxilla in den Corpus maxillae und die davon abgehenden vier Fortsätze: Processus frontalis, palatinus, zygomaticus et alveolaris (Rosenbauer et al., 1998).

Der stark pneumatisierte Corpus beherbergt die größte der vier Nasennebenhöhlen, den Sinus maxillaris (s.u.), wodurch eine Gewichtsreduktion des Knochens erzielt wird (Rosenbauer et al., 1998; Schünke et al., 2012). Unterstützt wird diese Leichtbauweise des Oberkiefers durch eine vorwiegend spongiöse Knochensubstanz, wobei der Processus alveolaris als breiter spongiöser Rand der Kaudruckaufnahme dient (Watzek et al., 2009). Der Kaudruck wird über sogenannte Trajektorien abgefangen (Rosenbauer et al., 1998). Diese Strebebepfeiler des Schädels stellen Verdickungen der Knochensubstanz im Bereich des Gesichtsschädels dar. Sie haben sich als Reaktion auf mechanische Belastung im Bereich der Hauptkraftlinien entwickelt. Dadurch wird ein mechanisches „Gegenstück“ zu den pneumatisierten Nasennebenhöhlen geschaffen (Schünke et al., 2012).

Die durchschnittliche Höhe des Alveolarfortsatzes in der posterioren Maxilla, gemessen zwischen dem Krestum des Alveolarfortsatzes und dem Foramen palatinum majus, variiert beim Erwachsenen je nach Bezahnung zwischen $6,46 \pm 2,54$ mm und $12,4 \pm 0,89$ mm (Cawood und Howell, 1988). Ulm et al. dokumentierten 1995 einen Höchstwert des Alveolarfortsatzes von 13,80 mm und einen Tiefstwert von 0,80 mm sowie Durchschnittswerte zwischen 9,30 mm und 3,23 mm, gemessen zwischen Krestum und dem Boden der Kieferhöhle (Ulm et al., 1995).

1.2 Physiologische und pathologische Knochenbelastung

Als lebendes Organ steht Knochen in ständiger Wechselwirkung mit seiner Umgebung und schützt sich durch einen lebenslangen, kontinuierlichen Umbau („Remodelling“) vor Materialermüdung, repariert Mikroschäden, passt sich funktionell an Veränderungen der mechanischen Belastung an und hält verfügbares Kalzium bereit (Berberi et al., 2014; Lüllmann-Rauch und Paulsen, 2012; Watzek et al., 2009). Dieser Auf- und Abbau wird durch die Knochenzellen, Osteoblasten und Osteoklasten, zeitlich und räumlich koordiniert organisiert. Die mechanische Beanspruchung des Knochens stellt dabei eines der wichtigsten Regulative für eine ausgeglichene Umbaubilanz dar (Lüllmann-Rauch und Paulsen, 2012).

Im Desmodontalspalt des Zahnhalteapparates befinden sich die kollagenen dentoalveolären Fasern, die, in Bündeln verlaufend, den Zahn im Alveolarfach aufhängen. Durch ihren schrägen Verlauf im Desmodontalspalt, entsprechend ihrer funktionellen Beanspruchung, werden okklusal auf den Zahn auftreffende Kaukräfte nicht als Druck, sondern als Zug auf den umgebenden Kieferknochen übertragen. Diese Zugbelastung stellt den funktionellen Reiz dar, welcher zu einer Verstärkung der Alveoleninnenkortikalis, Zementapposition, Vermehrung der kollagenen Fasern und funktionellen Ausrichtung der Spongiosabälkchen führt (Lehmann et al., 2011). Durch den Verlust der Zähne geht diese primäre funktionelle Aufgabe des Alveolarfortsatzes verloren und es resultiert ein konsekutiver Knochenschwund, den man als unphysiologische Belastung des Knochens der oben genannten physiologischen gegenüberstellen kann (Riediger, 2009). Ein schleimhautgetragener Zahnersatz beschleunigt jenen Vorgang durch eine direkte, flächige Druckbelastung zusätzlich. Neben der Abnahme der Knochenhöhe erfolgt auch eine deutliche Verringerung der Knochendichte, die sich als eine aufgelockerte Spongiosastruktur darstellt (Riediger, 2009). Meist tritt diese pathologische Form des Knochenabbaus kombiniert mit einer physiologischen, altersbedingten Involution des Knochens auf, die durch eine Abnahme der osteogenetischen Aktivität gekennzeichnet ist.

1.2.1 Die Alveolarfortsatzatrophie

Laut einer Klassifikation von Cawood und Howell aus dem Jahr 1988 lässt sich die pathophysiologische Knochenresorption im zahnlosen Unter- und Oberkiefer in sechs Klassen einteilen, wobei die Knochenresorption festen Gesetzmäßigkeiten folgt (Cawood und Howell, 1988). Unter anderem findet demnach die Alveolarfortsatzresorption sowohl in horizontaler als auch vertikaler Richtung statt. Zunächst setzt die horizontale Resorption des vestibulären Knochens ein, die dünne Knochengräte hinterlässt. Anschließend erfolgt eine vertikale Abnahme der Knochenhöhe, die bis zu einer hochatrophen Kammform mit teilweise negativen Kieferkämmen (Klasse 6) reicht (Riediger, 2009). Unterschiedliche Stadien der Atrophie finden sich sowohl in anterioren und posterioren Regionen innerhalb eines Kiefers als auch gegenübergestellt in beiden Kiefern.

1991 berücksichtigten die Autoren in einer weiteren Arbeit die dreidimensionalen Veränderungen innerhalb des jeweiligen Kiefers und zueinander (Cawood und Howell, 1991). Die Atrophierichtung der Maxilla verläuft dabei zentripetal, wobei der Oberkieferkamm nach palatinal verlagert wird. Die Kante des Unterkieferkamms wandert entgegengesetzt nach bukkal (zentrifugale Resorptionsrichtung; Watzek et al., 2009). Dadurch ergibt sich eine Veränderung in der Beziehung der beiden Kiefer zueinander (Cawood und Howell, 1991). In der Literatur wird der physiologische, krestal-vertikale Knochenverlust am maxillären Alveolarfortsatz mit einer Resorptionsrate von durchschnittlich 0,1 mm pro Jahr angegeben. Die größte Resorptionsrate lässt sich im ersten Jahr nach Zahnverlust mit 0,5 mm feststellen. Die Geschwindigkeit der Resorption ist dabei jedoch individuell unterschiedlich und wird durch Faktoren wie der Knochendichte, hormonelle Vorgänge des Knochenstoffwechsels, vorangegangene Parodontalerkrankungen und Kaudruckbelastung durch schleimhautgetragenen Zahnersatz beeinflusst (Riediger, 2009).

1.3 Anatomie und Physiologie des Sinus maxillaris

Die Kieferhöhle zählt zu den Nasennebenhöhlen (Sinus paranasales) und steht als Teil der oberen Luftwege mit der Nasenhaupthöhle in Verbindung (Rosenbauer et al., 1998). Dadurch ergeben sich sowohl funktionelle Gemeinsamkeiten als auch gegenseitige

Abhängigkeiten mit und von der Nasenhaupthöhle und dem übrigen System der Luftwege (Herberhold, 1982).

Die Bildung der in der Maxilla liegenden Kieferhöhlen beginnt zwischen dem zweiten und vierten Fetalmonat (sogenannte primäre Pneumatisation), erfährt jedoch erst in der postnatalen Zeit durch den Durchbruch der bleibenden Zähne und das Tiefertreten der Okklusionsebene wesentliche Ausbildungsimpulse (sekundäre Pneumatisation; Chanavaz, 1990; Herberhold, 1982). Nach Abschluss der allgemeinen Körperentwicklung (19.-30. Lebensjahr) werden schließlich die größten Nasennebenhöhlenvolumina erreicht. Die Kieferhöhle ist dann mit einem Volumen von bis zu 15 ml (Bergh et al., 2000; Dixon, 1958) und den Maßen von ca. 25-35 mm x 36-45 mm x 38-45 mm die größte der Nasennebenhöhlen (Bergh et al., 2000). Die Kieferhöhle grenzt mit ihrer Basis an die laterale Nasenwand und reicht mit ihrer Spitze bis zum Jochbeinpeifer. Ihre kraniale Wand bildet gleichzeitig den Boden der Orbitahöhle und beherbergt den Canalis infraorbitalis. Nach ventral erstreckt sich die Kieferhöhle normalerweise bis in die Prämolaren- oder sogar Eckzahnregion, wobei individuelle Unterschiede beobachtet werden (Jensen und Katsuyama, 2012). Den dorsalen Abschluss bildet das Tuber maxillae (Rosenbauer et al., 1998). Normalerweise hat der Sinus maxillaris eine konvexe kaudale Begrenzung mit dem tiefsten Punkt zwischen dem ersten und zweiten Molaren (Jensen und Katsuyama, 2012). Durch ihre typische Form ergibt sich das Bild einer liegenden, dreiseitigen Pyramide (Rosenbauer et al., 1998). Der Boden ist gewöhnlich von den Zahnwurzeln durch eine Knochen-schicht von drei bis vier Millimetern getrennt, deren Stärke je nach Form und Größe der Kieferhöhle und Länge der Zahnwurzeln variiert (Chanavaz, 1990; Cramer, 2007). So kann durch die oben beschriebene Alveolarfortsatzresorption und eine, vor allem nach Zahnverlust voranschreitende, Pneumatisation der Kieferhöhle der Knochen zu einer papierdünnen Knochenlamelle zusammenschmelzen (Ulm et al., 1995). Ebenso werden häufig konische Erhebungen der Oberkiefermolarenwurzeln im Boden der Kieferhöhle beobachtet (Bergh et al., 2000; Jensen und Katsuyama, 2012).

Den Nasennebenhöhlen wurden im Laufe der Zeit und gewissermaßen als Begründung für ihre Existenz vielfach Funktionen zugeschrieben, wie beispielsweise Resonanz bei der Stimmbildung, Atemluftklimatisierung, Unterstützung bei der Riechfunktion, mechanischer Schutz bei Traumen, Wärmeisolation der Schädelbasis etc.. Bisher konnte jedoch keine schlüssig belegt werden (Herberhold, 1982). Vielmehr kann man von einem Resultat

formativer Einflüsse ausgehen, bei denen sich die Nasennebenhöhlen in die mechanisch nicht beanspruchten Bezirke des Knochengerüsts eingliedern und so zu einer Materialersparnis beitragen (Starck, 1979).

Der Sinus maxillaris ist durch die Schneidersche Membran ausgekleidet. Ihre Stärke wird von den Autoren Jensen und Katsuyama mit ca. 0,45-1,40 mm angegeben, von den Autoren Kalyvas et al. mit $1,6 \pm 1,2$ mm (Jensen und Katsuyama, 2012; Kalyvas et al., 2018). Rauchen und Parodontitis führen zu einer Dickenzunahme der Membran (Monje et al., 2016). Bei Männern konnten durchschnittlich höhere Werte gemessen werden als bei Frauen ($1,95 \pm 1,28$ mm gegenüber $1,24 \pm 1,02$ mm). Eine Korrelation zwischen dem Alter eines Menschen und der durchschnittlichen Dicke der Schneiderschen Membran konnten Kalyvas et al. in ihrer retrospektiven Studie jedoch nicht nachweisen (Kalyvas et al., 2018). Die Schneidersche Membran entspricht der respiratorischen Schleimhaut der Nase, weist allerdings eine wesentlich geringere quantitative und qualitative Ausstattung auf (Bergh et al., 2000; Herberhold, 1982).

Ein im Durchschnitt dreireihiges Epithel aus zillientragenden und –freien Zylinderzellen, Becherzellen und Basalzellen fußen auf der Basalmembran, die von der dünnen Tunica propria unterzogen wird. Der Übergang zwischen dieser und dem Periost der Nasennebenhöhlenwandungen ist fließend, sodass keine Trennung möglich ist (Herberhold, 1982; Lüllmann-Rauch und Paulsen, 2012). In dieser Schicht befinden sich zudem die innervierten seromukösen, tubuloazinären Drüsen, die, ebenso wie die Becherzellen, zur Muzinsekretion beitragen. Die Muzine bedecken das Epithel und schützen es so vor Austrocknung. Außerdem sind sie im Verbund mit den Kinozilien wichtig für die Reinhaltung der Luftwege (sogenannte mukoziliäre Reinigung; Lüllmann-Rauch und Paulsen, 2012). Die Schlagfrequenz der Kinozilien wird mit etwa 1.000 Schlägen pro Minute angenommen und ist in Richtung des Ostium naturale gerichtet (Bergh et al., 2000; Herberhold, 1982). Das Ostium naturale stellt eine Verbindung zwischen dem Sinus maxillaris und der Nasenhaupthöhle dar. Es befindet sich kranial in der medialen Kieferhöhlenwand und mündet unterhalb der Concha nasalis media in den mittleren Nasengang. Durch das Ostium naturale wird die Drainage der gesunden Kieferhöhle ermöglicht (Schünke et al., 2012). Bei etwa 25-30% aller Kieferhöhlen ist mit dem Vorliegen sogenannter Underwood-Septen zu rechnen. Sie stellen verschieden hohe knöcherne Septen am Sinusboden dar, welche die Kieferhöhle in der Regel von bukkal nach palatinal hin unterteilen (Cramer, 2007;

Watzek et al., 2009). Die Unterteilung kann sowohl teilweise als auch vollständig sein, sodass getrennte Kammern innerhalb der Kieferhöhle resultieren. Im Rahmen von Kieferhöhlenoperationen besteht daher besonders die Gefahr, dass die Schneidersche Membran bei der Präparation einreißt (Watzek et al., 2009). Die Perforation der Sinusmembran wurde als die häufigste intraoperative Komplikation bei einer Sinusbodenelevation (SBE) identifiziert (Pjetursson et al., 2008).

1.4 Laterale und perkrestale Sinusbodenelevation

Die Sinusbodenelevation bezeichnet die Einlagerung von autogenem Knochen oder Knochenersatzmaterial in den Zwischenraum zwischen dem knöchernen Kieferhöhlenboden und der elevierten Kieferhöhlenschleimhaut (Cramer, 2007; Neukam und Schultze-Mosgau, 2004). Sie kommt demnach im Bereich der dorsolateralen Maxilla zur Anwendung, um die vertikale Knochendimension zu erhöhen und damit die Insertion von Implantaten in diesen Regionen zu ermöglichen (Riediger, 2009). Da als Voraussetzung für die primärstabile Insertion eines Implantats und die erfolgreiche Osseointegration ein mindestens 0,5-1 mm dicker, intakter, ortsständiger Knochen um das Implantat erforderlich ist, kommen bei Unterschreiten dieser Werte präimplantologisch-chirurgische Verfahren, wie z. B. eine Augmentation, infrage (Watzek et al., 2009). Sinusbodenaugmentationen sind sowohl durch ein laterales Fenster (s. Abb. 1) als auch transkrestal durchführbar (s. Abb. 2).

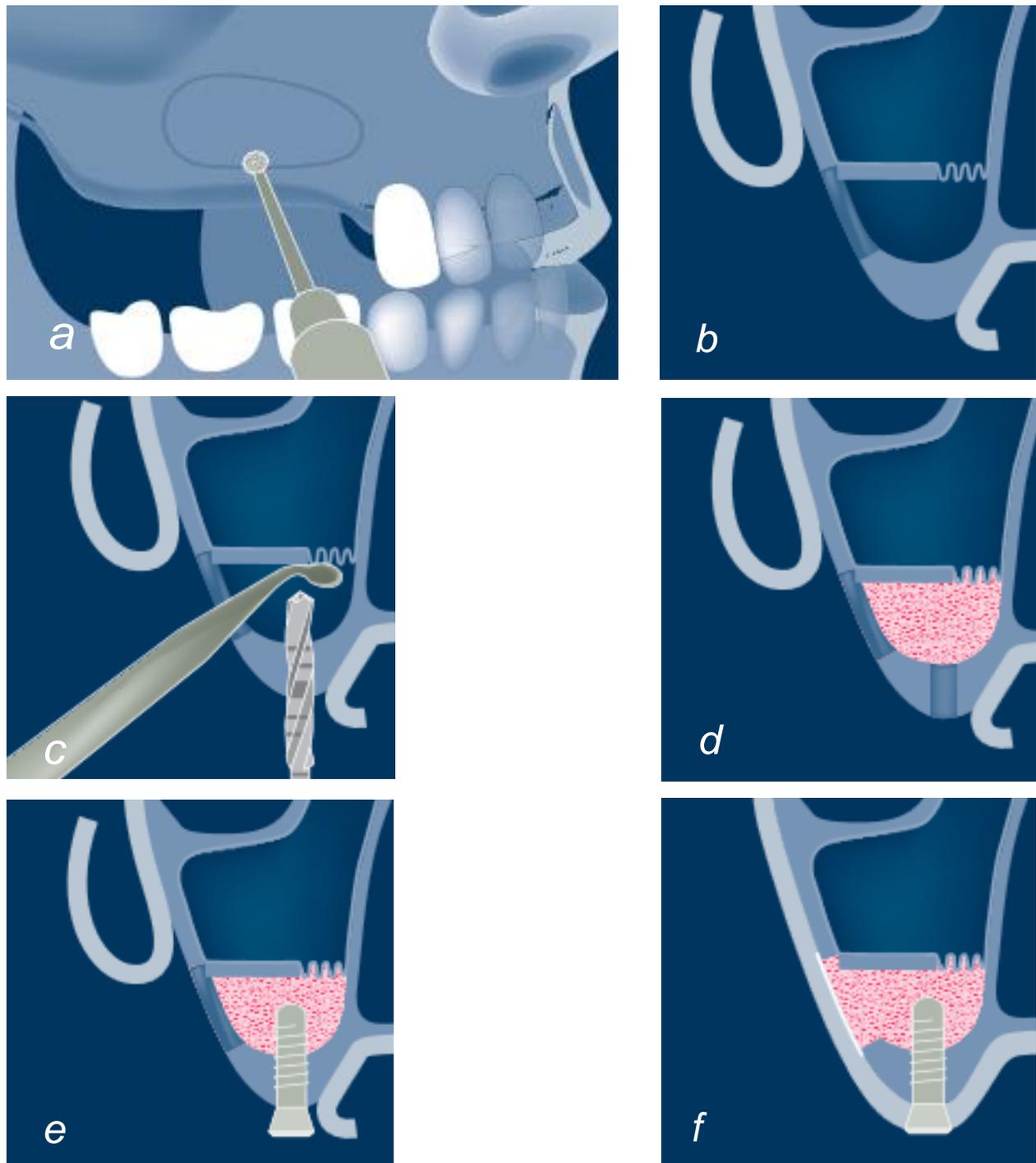


Abb. 1: Schematische Darstellung der lateralen Sinusbodenelevation. Nach Präparation eines Knochenfensters in der facialen Kieferhöhlenwand (a) wird dieses innerhalb der Kieferhöhle in eine kraniale und horizontale Position gebracht (b). Anschließend wird der Implantatstollen gebohrt, wobei die Membran gleichzeitig durch ein Instrument vor Beschädigung geschützt wird (c). In den durch Einklappen des Knochenfensters entstandenen Raum kann dann Aufbaumaterial eingebracht werden (d). Bei dem einzeitigen Vorgehen erfolgt im Rahmen des gleichen Eingriffs die Insertion des Implantats (e). Der zurückgeklappte Mukoperiostlappen wird bei Bedarf mit einer Barrieremembran unterstützt und verschlossen (f). (Modifiziert nach Jensen und Katsuyama, 2012).

Jensen und Katsuyama empfehlen in ihrem „Treatmentguide“ des ITI (International Team for Implantology) zum Thema Sinusbodenaugmentation (2012) bei einer subantralen Knochenhöhe von über 6 mm einen transkrestalen Zugangsweg, wenn die Insertion eines 10 mm langen Implantates beabsichtigt wird. Bei Werten einer Restknochenhöhe von 6 mm oder kleiner und/oder einem abgeschrägten Sinusboden sollte laut der Autoren die laterale Fenstertechnik zur Anwendung kommen. Eine Implantatinsertion kann dabei im Rahmen desselben Eingriffs erfolgen, wenn die ursprüngliche Knochenhöhe für eine primärstabile Verankerung ausreicht (einzeitiges Protokoll). Bei nicht erzielbarer Primärstabilität sollten Sinusbodenaugmentation und Implantation zeitversetzt in separaten Eingriffen durchgeführt werden (zweizeitiges Protokoll). In der Regel besteht ein fünf- bis neunmonatiger Abstand zwischen den beiden Eingriffen (Cramer, 2007). Abhängig vom Volumen des Knochenaufbaus, der Anatomie der Kieferhöhle und Vorgehensweise der Augmentation kann sich dieser Zeitraum auf bis zu 12 Monate ausweiten (Jensen und Katsuyama, 2012).

Anders als Jensen und Katsuyama geben Sieper und Ratschow in ihrer 2011 veröffentlichten und 2014 überarbeiteten Übersicht an, dass bis zu einer grenzwertigen Restknochenhöhe von 4 mm ein perkrestaler Sinuslift erfolgen kann (s. Tab. 1). Wichtige Voraussetzung dafür sei dabei jedoch, neben einer DVT-Aufnahme und einer unterdimensionierten Implantatbohrung eine mit Osteotomen durchgeführte Knochenverdichtung, um eine primärstabile Verankerung des Implantats im Restknochen zu erzielen (Sieper und Ratschow, 2014). Zudem empfehlen die Autoren bei einem Knochenangebot von weniger als 5 mm nach Einbringen des Augmentats und vor Eindrehen des Implantats die Durchführung einer Röntgenkontrolle.

Tab. 1: Klassifikation nach Sieper und Ratschow (2014) zur Orientierung, ab welcher Restknochenhöhe welches Operationsverfahren gewählt werden sollte.

Restknochen	Anhebung	Sinuslift	Augmentat	Implantat
10 mm				10 mm
8 mm	2 mm	intern	Ohne oder mit Eigenknochen	10-13 mm
6-8 mm	mind. 4-2 mm	intern	Eigenknochen	10-13 mm
4-6 mm	mind. 6-4 mm	intern	Eigenknochen, evtl. Bio-Oss®, Röntgenkontrolle intraoperativ	10-11 mm
3-4 mm	mind. 10 mm	lateral ein-zei- tig	Eigenknochen und Bio-Oss® 50/50	10-13 mm
0-3 mm		lateral zwei- zeitig	Eigenknochen und Bio-Oss® 50/50	10-13 mm

Als vorteilhaft betreffend das einzeitige Verfahren hat sich erwiesen, dass allgemein mit einer verkürzten Gesamtbehandlungszeit gerechnet werden kann, da ein weiterer Eingriff zur Insertion des Implantats entfällt (Martini, 2001). Laut Blomqvist haben die Primärstabilität des Implantats und des Knochentransplantats oberste Priorität bei der Versorgung eines zahnlosen Patienten im Rahmen einer SBE in Kombination mit einem Augmentat. Zugunsten dieses Anspruchs kann es daher aufgrund technischer Einschränkungen zu Kompromissen bei der Implantatpositionierung im Sinne einer weniger günstigen Neigung dessen kommen. Nachfolgend können Probleme in der prothetischen Versorgung auftreten (Blomqvist, 1997). Demgegenüber eröffnet ein zweizeitiges Prozedere die Möglichkeiten einer erneuten Planung sowie einer Nachaugmentation. Positiv ist zudem, dass

nach der Einheilungszeit des Augmentats bereits eine Vaskularisierung des Knochens stattgefunden hat und das Augmentat in eine festere spongiöse Struktur umgewandelt worden ist (Cramer, 2007). Dies erlaubt dem Operateur eine sicherere Implantatpositionierung mit einer erhöhten Primärstabilität (Blomqvist, 1997). Für das zweizeitige Vorgehen geben Zinser et al. ein 2,56-fach geringeres Risiko für das Implantatversagen im Vergleich zu dem bei einem einzeitigen Eingriff an (Zinser et al., 2013). Terheyden bewertet das zweizeitige Verfahren ebenfalls als die sicherere Operationsmethode, bei der das störungsfreie Einheilen des Implantats wahrscheinlicher ist (Terheyden, 2014).

Problematisch sind allerdings die fehlende Krafterleitung in den Knochen über die Zeit der Einheilung und ein damit in Verbindung stehender Transplantatverlust durch Resorption (Cramer, 2007). Martini stellte in seiner Studie aus dem Jahr 2001 fest, dass durch Verwendung eines Gemisches aus Spongiosa und KEM (Knochenersatzmaterialien) zur Kieferhöhlenbodenerhöhung im Gegensatz zur Verwendung rein spongiösen Knochens der Verlust der Augmentationshöhe deutlich vermindert werden kann (Martini, 2001).

Für den lateralen Zugangsweg geben Wallace und Froum in ihrem Review aus dem Jahr 2003 Implantatüberlebensraten nach lateraler SBE von durchschnittlich 91,8% nach einem Beobachtungszeitraum von mindestens einem Jahr an (Wallace und Froum, 2003). Die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde konnte in ihrer Leitlinie aus dem Jahr 2011 (Gültigkeit bis 2016; aktuelle Version wird derzeit überarbeitet) Implantatüberlebensraten nach lateraler SBE von durchschnittlich sogar 96,55% für Zeiträume zwischen 5 und 176 Monaten notieren (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 2011). Für die interne SBE ermittelten sie Überlebensraten der inserierten Implantate zwischen 94,8% und 100%.

Indikation für eine Sinusbodenaugmentation ist eine unzureichende Knochenhöhe im lateralen Oberkiefer. Dabei müssen allerdings sowohl die vertikale Kieferrelation (interokklusaler Abstand der Ober- und Unterkieferkämme zueinander) als auch die transversale Kieferrelation berücksichtigt werden (Terheyden, 2014). Terheyden betonte daher, dass im Regelfall die reine Sinusbodenaugmentation indiziert ist, wenn die Atrophie des Oberkieferalveolarkamms durch eine Pneumatisation der Kieferhöhlen entstanden ist („Atrophie von innen“; Terheyden, 2014).

Systemische Kontraindikationen für eine Sinusbodenaugmentation sind unter anderem:

- eine vorausgegangene Radiotherapie im Kopf- und Halsbereich, bei der das Bestrahlungsfeld den Oberkiefer erfasst hat,
- eine Einnahme von Medikamenten, die die Knochenheilung oder Immunantwort unterdrücken, wie zum Beispiel Immunsuppressiva nach Transplantation, intravenöse Bisphosphonattherapie, Chemotherapeutika,
- eine eingeschränkte Mitarbeit des Patienten,
- ein nicht eingestellter Diabetes mellitus und
- eine Multimorbidität.

Risikobehaftet sind Sinusbodenaugmentationen und Implantatinsertionen unter anderem bei

- Alkohol- und Nikotinabusus,
- Parodontitis und/oder mangelhafter Mundhygiene,
- hämorrhagischen Diathesen und/oder Therapie mit gerinnungshemmenden Medikamenten,
- Diabetes mellitus,
- neuropsychiatrische Erkrankungen,
- Hypertrophie der Schneiderschen Membran und/oder
- anatomischen Variabilitäten (Jensen und Katsuyama, 2012; Martini, 2001; Watzek et al., 2009; Cramer, 2007).

Zudem bestehen aus HNO-ärztlicher Sicht eine Reihe von relativen und sicheren Kontraindikationen (Jungehülsing, 2016). Zu den relativen Kontraindikationen gehören die operativ oder anderweitig behebbaren anatomischen Varianten und Veränderungen der Kieferhöhle und selbstverständlich alle durch sie verursachten Beschwerden und Erkrankungen der Kieferhöhle, wie zum Beispiel die chronische Sinusitis, die Polyposis nasi oder die allergische Rhinosinusitis. Zu den nicht operativ behebbaren Kontraindikationen des Sinuslifts gehören anatomische Besonderheiten und Veränderungen, wie zum Beispiel ein Zustand nach Caldwell-Luc-Operation. Generell gilt, dass ein Sinuslift unter risikobehafteten Umständen nur nach besonderer Aufklärung mit Hinweis auf das höhere Misserfolgsrisiko und unter besonderen Vorsichtsmaßnahmen erfolgen sollte (Jungehülsing, 2016).

1.4.1 Die Operationstechniken

Bei der perkrestalen Sinusbodenelevation wird nach Erstellen und Analyse einer Röntgenaufnahme und krestaler Schnittführung eine Implantatbohrung bis auf 1-2 mm vor den Sinusboden präpariert (Jensen und Katsuyama, 2012). Anschließend werden Osteotome aufsteigenden Durchmessers über das Bohrloch dosiert nach kranial geklopft (Riediger, 2009; Watzek et al., 2009), um eine Fraktur und Kranialverlagerung des ortsständigen Knochens zu erreichen (s. Abb. 2). Dadurch löst sich gleichzeitig die Schneidersche Membran vom Kieferhöhlenboden ab. Durch Einbringen von autologem Knochen oder Knochenersatzmaterial wird einerseits der entstandene Hohlraum aufgefüllt, andererseits eine Verletzung der Kieferhöhlenschleimhaut durch die Osteotome vermieden. Die Schneidersche Membran wird dann zusätzlich durch den vom Aufbaumaterial ausgehenden Druck angehoben. Nach mehrmaliger Wiederholung und Erreichen der gewünschten Anhebung kann schließlich das Implantat inseriert werden (Jensen und Katsuyama, 2012). Die Unversehrtheit der Schneiderschen Membran während des Eingriffs ist schwer zu verifizieren. Sie kann jedoch durch eine gleichzeitige Endoskopie der Kieferhöhle über eine punktförmige transorale Perforation der fazialen Kieferhöhlenwand kontrolliert werden (Schleier et al., 2008; Terheyden, 2014). Aufgrund der schlechteren Übersicht gegenüber der lateralen Methode stellt dieses Vorgehen einen hohen Anspruch an die manuelle Geschicklichkeit und den Erfahrungsschatz des Operateurs (Terheyden, 2014).

Für den lateralen Zugangsweg wird nach einem Alveolarkammschnitt und Abheben des Mukoperiostlappens die faziale Kieferhöhlenwand freigelegt (Riediger, 2009). Dabei sollte ein ausreichender Abstand zum Foramen infraorbitale und die kaudal von ihm befindlichen Gefäße eingehalten werden (Terheyden, 2014). Anschließend erfolgt die vorsichtige Osteotomie der Kieferhöhlenwand zur Bildung eines türflügelähnlichen Knochendeckels. Diese kann mithilfe rotierender Instrumente oder piezoelektrischer Ultraschallgeräte durchgeführt werden, wobei die piezoelektrischen Geräte zu einer Reduktion der Membranperforation beitragen sollen (Jensen und Katsuyama, 2012; Riediger, 2009). Die Osteotomie erfolgt kaudal knapp oberhalb des Kieferhöhlenbodens. Die Größe des Fensters sollte abhängig von den anatomischen Gegebenheiten gewählt werden (Jensen und Katsuyama, 2012). Allerdings ist auf eine ausreichende Dimensionierung zu achten, damit die Schneidersche Membran übersichtlich von allen Wandungen gelöst werden kann.

Nach allseitiger Lösung der Schleimhaut wird der Knochendeckel in eine kraniale und horizontale Position gebracht. Der sich aufspannende Raum zwischen Membranunterseite und Kieferhöhlenboden kann dann mit autologem Knochen oder Knochenersatzmaterial gefüllt werden (Riediger, 2009). Der Wandverschluss erfolgt durch das Zurückklappen des Mukoperiostlappens oder Einbringen einer Barrieremembran (Terheyden, 2014). Abhängig von der primären Restknochenhöhe findet die Implantation im Rahmen desselben Eingriffs oder während eines Folgeeingriffs statt (s. Abb. 1).

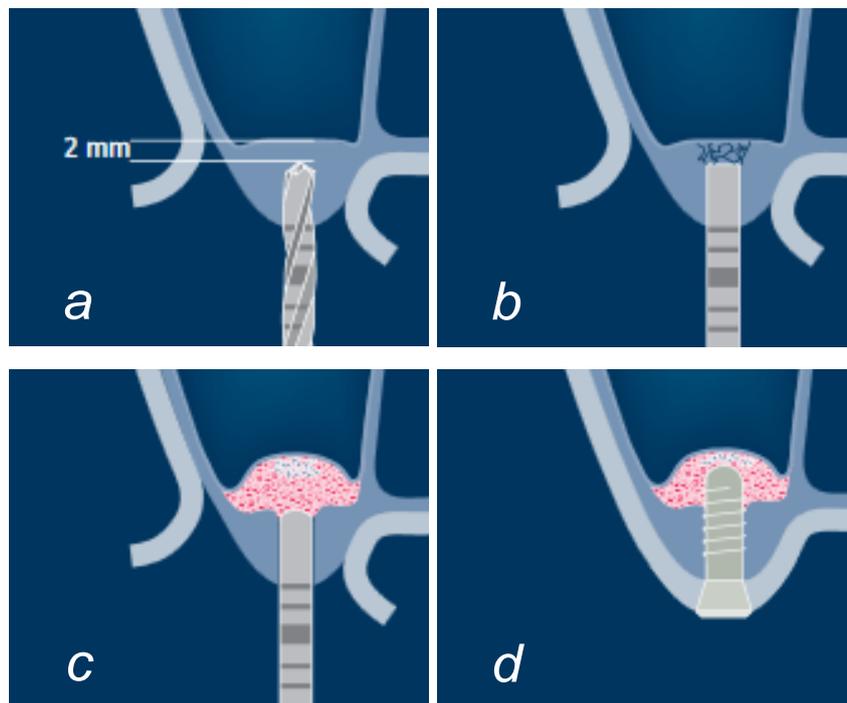


Abb. 2: Schematische Darstellung der perkrestalen Sinusbodenelevation. Nach krestaler Schnittführung und Anlegen der Implantatbohrung bis zu 2 mm vor den Sinusboden (a) wird mithilfe eines Osteotoms das Aufbrechen und die Kranialverlagerung der verbliebenen Knochenschicht durch dosiertes Klopfen über das Bohrloch erreicht (b). In einem nächsten Schritt wird die Membran zusätzlich durch das eingebrachte Augmentationsmaterial angehoben (c). Abschließend erfolgt die Insertion des Implantats (d). (Modifiziert nach Jensen und Katsuyama, 2012).

1.5 Knochen und Knochenersatzmaterialien

Im Rahmen einer oralen Implantation kann der Einsatz von Knochen oder Knochenersatzmaterial zur Gewinnung der vertikalen Dimension erforderlich sein (Al-Nawas et al., 2011). Autogener Knochen gilt bei Augmentationen nach wie vor als Goldstandard, da er unter anderem über osteogene, -konduktive und –induktive Eigenschaften verfügt und immunogene Reaktionen aufgrund fehlender antigener Eigenschaften unterbleiben (Riediger, 2009; Smeets und Kolk, 2016). Daraus folgt, dass autologer Knochen sowohl vaskulär als auch avaskulär mit erheblich höheren Erfolgsraten transplantiert werden kann als momentan verfügbare nicht-autologe Knochenersatzmaterialien (Smeets et al., 2014). In ihrer retrospektiven Studie über die Einflussfaktoren auf das Implantatversagen nach einer Sinusbodenaugmentation aus dem Jahr 2013 zeigten Zinser et al. nicht nur, dass das Knochenaufbaumaterial den bedeutsamsten Faktor für das Implantatüberleben darstellt, sondern auch, dass die größten Überlebensraten nach Einsatz von autogenem Knochen zu verzeichnen waren (Überlebensrate von 97,18% über einen Betrachtungszeitraum von 14 Jahren; Zinser et al., 2013).

Den genannten Vorteilen von autogenem Knochen stehen die Nachteile eines zusätzlichen operativen Eingriffs, einer erhöhten peri- und postoperativen Morbidität des Patienten und einer Limitierung des zur Verfügung stehenden Knochenvolumens gegenüber (Jensen und Katsuyama, 2012; Riediger, 2009). Als Entnahmeregionen stehen intraoral dieselbe Operationsregion oder der Unterkiefer (Kinn- und Retromolarregion) zur Verfügung (Jensen und Katsuyama, 2012; Riediger, 2009). Extraoral kann Knochen den Spenderregionen Beckenkamm, Schädelkalotte, Rippe, Tibia und Fibula entnommen werden. Um der Entnahmemorbidität und Begrenzung des autologen Knochenreservoirs zu entgehen, können Knochenersatzmaterialien verwendet werden. Als Ergänzung zu autologem Knochen reduzieren sie den Bedarf an diesem (Klein und Al-Nawas, 2011). Wichtige Aspekte für die vaskuläre Erschließung und somit funktionelle Einheilung sind neben (temporärer) Platzhalterfunktion und Stabilisierung des Blutkoagulums Biokompatibilität und eine, vom Material abhängige, möglichst vollständige Biodegradierbarkeit (Al-Nawas et al. 2011; Klein und Al-Nawas, 2011; Smeets et al., 2014). Porenstrukturen innerhalb der Ersatzmaterialien dienen als Leitschiene für Zellmigration mit konsekutiver Gewebseinsprossung. Nach Integration des Materials in das umgebende (Knochen-)

Gewebe schließt sich eine (Teil-) Degradation dessen an. Zudem dienen die intra- und interpartikulären Porenstrukturen dem Transfer von Nährstoffen und Zytokinen durch das Ersatzmaterial. Des Weiteren sollten KEM belastungsstabil, formbar und steril sein sowie eine stabile, langfristige Integration von Implantaten gewährleisten (Riediger, 2009). Die Erfolgsaussichten der knöchernen Integration eines Knochenersatzmaterials hängen in erster Linie von der Form des Defekts und dem Kontakt zu den osteogenen Zellen des Lagergewebes ab. Bei mechanischer Unruhe ist mit einem bindegewebigen Einbau der Partikel und einem Ausbleiben einer knöchernen Durchbauung des Regenerationsvolumens zu rechnen (fibröse Einheilungsform).

Entsprechend ihrer Herkunft können die für den Gebrauch im Kopf-Hals-Bereich wichtigen Biomaterialien in drei Hauptgruppen unterteilt werden. Der ersten Gruppe gehören die biologisch gewonnenen Materialien an. Nach ihrem Ursprung weiter unterteilt sind dies autogene (vom selben Individuum), allogene (von derselben Spezies) und xenogene (von einer anderen Spezies) Materialien. Der zweiten Gruppe werden die alloplastischen (synthetischen) Materialien zugeordnet, welche die Werkstoffgruppen der Keramiken, Metalle und Polymere umfasst. Die dritte Gruppe beinhaltet die Verbundmaterialien (Komposite; Riediger, 2009).

1.5.1 Bio-Oss®

Bio-Oss® Granulat der Firma Geistlich Pharma AG (Wolhusen, Schweiz) besteht aus bovinem Hydroxylapatit und wird daher den xenogenen Knochenersatzmaterialien zugeordnet (Arbez et al., 2019; Berberi et al., 2014; Smeets et al., 2014). Durch chemische Reinigung und Sterilisation mittels Gamma-Bestrahlung werden Fette, Proteine und Mikroorganismen aus dem Knochen entfernt und es verbleibt die poröse, anorganische Knochenmatrix, deren physikalische und chemische Eigenschaften mit der mineralisierten Matrix menschlichen Knochens vergleichbar sind (Schmitt et al., 2013; Smeets et al., 2014). Das Granulat wird im klinischen Gebrauch vor der Applikation mit autologem Blut oder Kochsalzlösung gemischt, sodass eine modellierbare Masse entsteht, die an den Wänden der Defektstelle haften soll (Geistlich Pharma AG, 2019).

Es sind zwei verschiedene Partikelgrößen erhältlich: Das feine Granulat besitzt Partikel in der Größe zwischen 250 µm und 1.000 µm, das grobe Granulat zwischen 1.000 µm und

2.000 µm (Geistlich Pharma AG, 2019). Arbez et al. stellten bei dem feineren Granulat im Vergleich zu der gröberen Partikelgröße eine kompaktere Schichtung der Partikel und dementsprechend reduzierte Porosität fest, die die Autoren mithilfe eines µCT-Scans visualisieren konnten (Arbez et al., 2019). In der Literatur wird eine Porosität des Materials von 75-80% angegeben (Mangano et al., 2007). In ihrer 2009 veröffentlichten Studie über die Charakteristika von KEM zeigten Klein et al., dass in dem Granulat mit der geringeren Partikelgröße zu 62% Porengrößen von 60-250 µm, zu 33% Porengrößen über 250 µm und zu 5% Porengrößen unter 60 µm gemessen werden konnten, wohingegen das gröbere Granulat überwiegend Porengrößen von über 250 µm (87%) und nur eine geringe Anzahl kleinerer Porengrößen (13% Porengrößen unter 250 µm) aufwies (Klein et al., 2009). Sie nehmen darüber hinaus an, dass Poren mit einer Größe über 60 µm das Einwandern einzelner Zellen und die Bildung unmineralisierten Knochens ermöglichen und Porengrößen über 250 µm das Einwachsen mineralisierten Knochens bewirken.

Bio-Oss® gilt als das am besten untersuchte Knochenersatzmaterial mit einer zuverlässig hohen Biokompatibilität und Osseokonduktivität (Arbez et al., 2014; Mangano et al., 2007; Schmitt et al., 2013; Smeets et al., 2014). Allerdings wird die vollständige Resorptionsfähigkeit bovinen, anorganischen Knochens noch immer diskutiert (Galindo-Moreno et al., 2013; Hallman und Thor, 2008; Mangano et al., 2007). So sehen beispielsweise Hallman und Thor deproteinierten, bovinen Knochen als nicht resorbierbar an (Hallman und Thor, 2008).

Neben der Auffüllung von Knochendefekten und dem Gebrauch bei einer SBE kann Bio-Oss® auch für periimplantäre Defekte genutzt werden, wobei es zusätzlich eine initiale Stabilisierung des Blutkoagulums bewirkt (Smeets et al., 2014). Es kann allein oder in Kombination mit autologem Knochen verwendet werden. Dabei ergibt sich bei Verwendung dieser Komposition der Vorteil einer schnelleren vaskulären Erschließung des Augmentats durch den umgebenden Lagerknochen (Galindo-Moreno et al., 2013).

1.6 Dentale Standard- und Kurzimplantate

Trotz der Aufmerksamkeit, die die dentalen Kurzimplantate in den vergangenen 25 Jahren durch zunehmenden klinischen Einsatz seit Anfang der 1980er Jahre erfahren haben, liegt ihnen bis heute keine einheitliche Definition zugrunde (Telleman et al., 2011; Tutak

et al., 2013). Einige Autoren bezeichnen Implantate mit einer Länge von weniger/gleich 11 mm (Strietzel und Reichart, 2007; Teixeira et al., 1997) in ihren Studien, Übersichtsarbeiten und Metaanalysen als Kurzimplantate, wohingegen andere Autoren Implantate mit einer Länge von weniger/gleich 10 mm (Annibali et al., 2011; Pommer et al., 2011; Tawil und Younan, 2003; Tellemann et al., 2011; Thoma et al., 2018), weniger/gleich 8 mm (Lemos et al., 2016; Neldam und Pinholt, 2012; Renouard und Nisand, 2006) oder weniger/gleich 6 mm (Papaspyridakos et al., 2018) als kurz definieren.

Kurzimplantate werden hauptsächlich in der posterioren Maxilla und Mandibula eingesetzt, da die nach Zahnverlust einsetzende Knochenresorption die zur Verfügung stehende Knochenhöhe für eine Implantatinserterion mit Standardlängen limitiert (Tawil und Younan, 2003; Telleman et al., 2011). Sie ermöglichen den Schutz wichtiger anatomischer Strukturen, wie des Nervus alveolaris inferior im Unterkiefer und des Sinus maxillaris im Oberkiefer (Teixeira et al., 1997).

Neben der Abnahme der Knochenhöhe erfolgt bei der Alveolarfortsatzatrophie auch eine Abnahme der Knochenqualität. Im Oberkiefer ist man aufgrund der von vornherein reduzierten Knochenqualität (weitmaschige Spongiosa mit einer dünnen umgebenden Kortikalis; Sterling, 2013) daher mit einer zusätzlichen Herausforderung konfrontiert. Hinzu kommt, dass Implantate im lateralen Kiefer den höchsten Kaukräften der Mundhöhle ausgesetzt sind. Dem Operateur eröffnen sich die Therapieoptionen des Einsatzes von längenreduzierten Implantaten und der Knochenaugmentation (Tawil und Younan, 2003). Da allerdings komplexe operative Eingriffe, wie die laterale und vertikale SBE, mit vermehrten intra- und postoperativen Komplikationen assoziiert sind, erhöhen sie die Morbidität des Patienten deutlich (Nisand und Renouard, 2014). Die Entwicklung der dentalen Kurzimplantate war daher von dem Wunsch geprägt, die operativen Eingriffe zu reduzieren. So könnten zum einen Patienten, bei denen keine komplexeren SBE aufgrund medizinischer oder anatomischer Gegebenheiten durchgeführt werden können, trotzdem mit Implantaten versorgt werden. Zum anderen würde vor allem älteren Patienten die Möglichkeit gegeben, die mit einer erhöhten Morbidität in Verbindung stehenden Operationen zu umgehen. Die Wahl von Kurzimplantaten bedeutet zudem eine Kostenersparnis und Verkürzung der Behandlungszeit für den Patienten (Esposito et al., 2014; Misch et al., 2006). Die Überlebensraten von Kurzimplantaten werden noch immer kontrovers diskutiert. Während in einigen Studien von geringeren Überlebensraten für kurze im Vergleich zu

längeren Implantaten berichtet wird, geben vor allem aktuellere Studien und Übersichtsarbeiten wieder, dass die Überlebensraten von Kurzimplantaten vergleichbar sind mit denen längerer Implantate (Bourauel et al., 2012; Jung et al., 2018). In ihrem 2018 veröffentlichten Konsensusreport führten Jung et al. eine durchschnittliche Überlebensrate für weniger/gleich 6 mm lange Implantate von 96% (86,7-100%) im Vergleich zu einer mittleren Überlebensrate von 98% für über 6 mm lange Implantate (95-100%), gemessen über einen Zeitraum von einem bis fünf Jahren in Funktion, an (Jung et al., 2018).

Friberg et al. stellten in ihrer 2000 veröffentlichten klinischen Studie fest, dass der Großteil der von ihnen untersuchten Implantate (weniger als 7 mm Länge) vor Belastung oder innerhalb der ersten fünf Jahre versagten (Friberg et al., 2000). Zudem zeigten Monje et al. in ihrer Metaanalyse, dass Kurzimplantate (weniger als 10 mm Länge) ein durchschnittlich zweieinhalb Jahre früheres Versagen zeigten als Standardimplantate (über 10 mm Länge; Monje et al., 2013). In der Maxilla lassen sich geringere Überlebensraten dokumentieren als in der Mandibula (Tawil und Younan, 2003; Telleman et al., 2011).

Als Gründe für die in den vergangenen Jahren dokumentierten höheren Überlebensraten werden i) neue Entwicklungen in den Implantatdesigns, insbesondere bezogen auf die Oberflächenbeschaffenheit (säuregeätzte, sandgestrahlte, mit Titan-Plasma-Spray beschichtete Implantatoberflächen), ii) an die Knochendichte angepasste Operationstechniken und veränderte Operationsprotokolle sowie iii) eine sorgsame Patientenauswahl benannt (Renouard und Nisand, 2006; Telleman et al., 2011). Die Vergrößerungen der Implantatoberfläche durch eine Bearbeitung dieser scheint zu einer erhöhten Primärstabilität und einem größeren Implantat-Knochenkontakt zu führen (Annibali et al., 2011). Für Implantate mit einer rauen Oberfläche konnten höhere Überlebensraten dokumentiert werden als für Implantate mit einer maschinieren Oberfläche (Annibali et al., 2011; Pjetursson et al., 2008; Pommer et al., 2011; Telleman et al., 2011). Allerdings existieren auch in Bezug auf die Rauigkeit einer Implantatoberfläche unterschiedliche Definitionen, so dass bei der Auswertung der jeweiligen Studienergebnisse die zugrunde gelegte Definition von Rauigkeit beachtet werden muss (Telleman et al., 2011; Wennerberg und Albrektsson, 2009).

Die uneinheitliche Definition eines Kurzimplantats, die kurzen Beobachtungszeiträume, unterschiedlichen Auswertungsparameter und Studienprotokolle erschweren die Vergleichbarkeit der einzelnen Studienergebnisse in Hinblick auf die Überlebensrate eines

kurzen Implantats außerordentlich. Von zahlreichen Autoren werden daher klinische Langzeitstudien über mindestens fünf Jahre unter standardisierten Bedingungen gefordert (Jung et al., 2018; Papaspyridakos et al., 2018).

1.7 Bruxismus

Bruxismus wird als eine wiederholte Kaumuskelaktivität definiert, die durch Kieferpressen und Zähneknirschen und/oder Anspannen oder Verschieben des Unterkiefers ohne Zahnkontakt charakterisiert wird (Deutsche Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie und Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 2019). Dabei lässt sich der während des Schlafs auftretende Schlafbruxismus vom tagsüber vorkommenden Wachbruxismus unterscheiden, wobei Kombinationen beider vorliegen können (DGFDT und DGZMK, 2019). Während beim sogenannten primären Bruxismus keine Ursachen ermittelt werden können (idiopathisch), tritt der sekundäre Bruxismus als Folge von Schlafstörungen, Drogenkonsum, einer Medikamenteneinnahme oder einer Erkrankung, wie z.B. Koma oder Schädel-Hirn-Trauma, auf.

Die Ätiologie des Bruxismus wird als multifaktoriell bedingt angesehen. Allerdings sind bisher nicht alle Ursachen bekannt und die Resultate einiger Studien sind teilweise widersprüchlich. Inwieweit die Okklusion der Zähne und morphologische Charakteristika des Schädel- oder Kieferwachstums in ätiologischem Zusammenhang zum Bruxismus stehen, ist unklar. Vielmehr werden zentrale Faktoren, wie emotionaler Stress, Angststörungen, Schlafstörungen (z.B. Insomnie), physiologische/biologische/genetische Faktoren, neurochemische Transmitter, Reflux oder exogene Faktoren, wie Nikotin-, Alkohol- oder Drogenkonsum, als ursächlich angenommen (DGFDT und DGZMK, 2019).

Wird ein Schlaf- oder Wachbruxismus nur durch die Anamnese oder Befragung des Patienten erhoben, gilt er als „möglich“ (Peroz, 2018). Positive klinische Hinweise, wie nicht-kariöse Zahnhartsubstanzverluste (Attrition der Zähne mit entsprechenden Schliffacetten oder keilförmige Defekte, Verlust von Restaurationsmaterialien und parodontale Probleme), CMD-Befunde (Missempfindungen, Müdigkeit, Verspannung oder Schmerz in der Kaumuskulatur und Kieferöffnungsbehinderungen beim Aufwachen), Hypertrophie und Verspannung der Kaumuskulatur, parafunktionsbedingte diffuse Zahnschmerzen und/oder Kopfschmerzen, machen das Vorliegen eines Bruxismus „wahrscheinlich“ (DGFDT

und DGZMK, 2019; Peroz, 2018; Strub et al., 2011b). Als „definitiv“ diagnostiziert gilt ein Bruxismus bei positiven instrumentellen Befunden, die beispielsweise mittels Polysomnographie oder portablen Elektromyographie-Geräten gewonnen wurden (DGFDT und DGZMK, 2019; Peroz, 2018). Dabei können zusätzlich sowohl klinische Befunde als auch eine positive Anamnese vorliegen (DGFDT und DGZMK, 2019).

Primär in Kiefermuskulatur oder Kiefergelenk lokalisierte Schmerzen können auf benachbarte anatomische Strukturen ausstrahlen und umgekehrt aus anderen Bereichen in sie hineinprojiziert werden (Strub et al., 2011b).

Nach wie vor wird kontrovers diskutiert, ob Bruxismus als prädisponierender, auslösender und/oder unterhaltender Faktor einer CMD gilt (DGFDT und DGZMK, 2019). In ihrer Leitlinie sind sich die DGFDT und DGZMK allerdings einig, dass Bruxismus und Schmerzen in der Kaumuskulatur, schmerzhaft Dysfunktionen der Kiefergelenke und Kopfschmerzen zusammenhängen können und bei bestehender CMD mögliche Symptome und klinischen Zeichen für Bruxismus identifiziert werden sollten (DGFDT und DGZMK, 2019).

Bei Diagnostizierung eines Bruxismus sollten die Patienten umfassend aufgeklärt und zur Selbstbeobachtung animiert werden. Eine Okklusionsschiene als reversibles Behandlungsmittel dient dazu, die Zähne vor übermäßiger Attrition zu schützen und mögliche CMD-Beschwerden zu verringern. Definitive okklusale Interventionen wie Einschleifmaßnahmen oder okklusale Rehabilitationen in direktem oder indirektem Verfahren sollten aufgrund der untergeordneten Bedeutung der Okklusion als ätiologischer Faktor des Bruxismus nicht zur kausalen Therapie eingesetzt werden. Neben einer pharmakologischen Therapie bestehen auch die Einsatzmöglichkeiten psychotherapeutischer Verfahren sowie physiotherapeutischer und physikalischer Maßnahmen zur Behandlung des Bruxismus (DGFDT und DGZMK, 2019).

1.8 Finite-Elemente-Methode

Der Finite-Elemente-Methode liegt ein numerisches Verfahren zugrunde, das es ermöglicht, das Verhalten komplexer Konstruktionen mit unterschiedlichen Materialeigenschaften unter verschiedensten Bedingungen und Belastungssituationen zu berechnen (Knothe und Wessels, 2017; Schneider, 2017; Steinke, 2015). Vom Ende der 1950er Jahre an wurde die Finite-Elemente-Methode als Berechnungsverfahren in der

Strukturmechanik entwickelt und stellt heutzutage ein bewährtes und routinemäßig eingesetztes Verfahren, vor allem in den Ingenieurwissenschaften, dar (Klein, 2014; Knothe und Wessels, 2017). Als Teilprozess des „Computer Integrated Manufacturing“ („CIM“) oder auch „Computer Aided Engineering“ („CAE“) vermag es gemeinsam mit dem rechnergestützten Konstruieren „Computer Aided Design“ („CAD“) frühzeitig in die Produktentwicklung eines Bauteils oder ähnlichem Einfluss zu nehmen und so wesentlich zur Verkürzung der Produktentwicklungszeit beizutragen (Klein, 2014; Meinken, 2001; Schneider, 2017). Auch im Bereich der Zahnmedizin ist es sinnvoll, Simulationen einzusetzen, um die hohe Komplexität einer Belastungssituation im Mund zu erforschen (Schneider, 2017).

Ein FEM-Programm unterteilt sich in die drei Hauptabschnitte „Preprocessor“, „Solver“ und „Postprocessor“ (Meinken, 2001). Im Rahmen des „Preprocessings“ erfolgt die Modellerstellung aus finiten, also endlich kleinen, Elementen, die eine Vereinfachung und möglichst realitätsnahe Wiedergabe der Ausgangssituation darstellen (Klein, 2014; Meinken, 2001). Entsprechend der nachfolgend geplanten Belastung können als Untereinheiten Scheiben-, Schalen- oder, wie in der vorliegenden Arbeit, Volumenelemente verwendet werden (Klein, 2014). Definiert und untereinander verknüpft werden die einzelnen Elemente durch ihre Randknoten (Schneider, 2017). Je mehr Elemente das Modell beinhaltet, desto höher ist seine Übereinstimmung mit der Ausgangssituation und demnach genauer sind die errechneten Ergebnisse. Allerdings ist dies gleichbedeutend mit einer sehr langen Rechenzeit (Klein, 2014), sodass die Finite-Elemente-Methode immer nur eine Näherungsmethode darstellt (Meinken, 2014; Schneider, 2017). Die Aufgliederung des zu berechnenden Körpers in eine endliche Anzahl von Elementen wird in der Fachliteratur als Diskretisierung bezeichnet (Baghdadi, 2019; Schneider, 2017). Ebenfalls Teil des „Preprocessings“ sind die Zuweisung der Werkstoffeigenschaften, die Festlegung der Randbedingungen und das Definieren der Belastungen (Klein, 2014; Schneider, 2017). Während der anschließenden automatischen Berechnung werden Dateien erstellt, die die einzelnen Berechnungsergebnisse enthalten. Sie dienen der späteren Auswertung mit dem „Postprocessor“ (Klein, 2014). Dieser bereitet die errechneten Ergebnisse in der Regel grafisch auf und stellt die verformte Struktur sowie die Dehnung und Spannung in dieser dar. Dies ermöglicht die Analyse und den Vergleich der Ergebnisse durch den Anwender (Klein, 2014). Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf klinische Situationen und

die negative Beeinflussung jener durch Fehlerquellen unterschiedlichen Ausmaßes sollten aufgrund der genannten Hintergründe immer kritisch hinterfragt werden (Klein, 2014; Meinken, 2014).

2. Fragestellungen und Ziele

Im Rahmen einer Finite-Elemente-Analyse war das Ziel dieser Arbeit, das biomechanische Verhalten eines im Oberkieferknochen inserierten Implantats bei axialer Belastung zu beurteilen. Dafür wurden verschiedene Knochenhöhen, Operationsregionen, Augmentationsverfahren (perkrestale und laterale Sinusbodenelevation), Implantatlängen und Einheilungsstadien gewählt. Es entstanden insgesamt neun Modelle, in denen das Ausmaß der Verschiebung des Implantats und der Schneiderschen Membran, die auftretenden Spannungen und deren Verteilung im kortikalen Knochen sowie die Verzerrung im periimplantären Gewebe berechnet und abgebildet wurden.

Folgende Fragestellungen sollten mithilfe der Simulationen untersucht werden:

- Wie unterscheiden sich die Belastungssituationen ohne das zusätzliche Einbringen von Augmentationsmaterial von den Situationen mit Einbringen eines Augmentationsmaterials?
- Wie ändert sich die biomechanische Belastung der beteiligten anatomischen Strukturen bei den verschiedenen Augmentationstechniken?
- Wie ändert sich die biomechanische Belastung der beteiligten anatomischen Strukturen bei Veränderung der Restknochenhöhen?
- Wie ändert sich die biomechanische Belastung des periimplantären Gewebes bei Wahl verschiedener Implantatlängen in der gleichen Operationsregion?
- Wie ändert sich die biomechanische Belastung des periimplantären Gewebes bei verschiedenen Einheilungsstadien des Implantats (verzögerte Belastung und Sofortbelastung)?

3. Material und Methode

Um die oben formulierten Fragen beantworten zu können, wurden auf Grundlage einer digitalen Volumentomographie neun Oberkiefermodellmodelle erstellt, in denen die Insertion jeweils eines Implantats durchgeführt wurde. Abhängig von der Restknochenhöhe in der Implantationsregion wurden dann mithilfe des FEA-Programms „MSC.Marc/Mentat“ der Firma „MSC.Software Corporation“ (Santa Ana, Kalifornien, USA) in den Versionen von 2010.2 und 2015 eine operative Sinusbodenelevation (perkrestal oder lateral) und/oder Knochenaugmentation simuliert und die endossalen Implantate an deren Schulter mit 500 N in Achsrichtung belastet. Die Rest- und Gegenbezahnung fand dabei keine Beachtung. Das in der vorliegenden Arbeit verwendete FEA-Programm „MSC.Marc/Mentat“ besteht aus dem Analyseprogramm „Marc“, das durch den „Pre- und Postprocessor“ „Mentat“ ergänzt wird (Meinken, 2014).

3.1 3D-Geometrierekonstruktion

3.1.1 Anatomisches Basismodell

Der anonymisierte DICOM-Datensatz der digitalen Volumentomographie einer Maxilla stammte aus einer vorherigen Studie („Untersuchung von Knochenresorptionen um Implantate bei Einsatz des Platform-Switching-Konzepts im Ober- und Unterkiefer“, genehmigt durch die Ethik-Kommission Bonn, Lfd.Nr. 278/16). Er wurde im Programm „Mimics“ der Firma „Materialise“ (Version 19.0, Leuven, Belgien) dazu verwendet, ein dreidimensionales Oberflächenmodell des Kiefers zu erstellen (Abb. 3). Dieses wurde anschließend mithilfe der Software „3-matic“ in der Version 11.0 bearbeitet. Unter anderem erfolgten hier die Definition der Oberfläche durch ein Netz aus Dreiecken, die Glättung des Knochens, die Trennung der Maxilla in eine linke und rechte Kieferhälfte sowie die Messung der vertikalen Knochenhöhen zwischen der jeweiligen Kieferhöhle und dem Alveolarfortsatz. Zudem wurden eine 0,45 mm dicke Schneidersche Membran sowie eine Kortikalis-Spongiosa-Grenze erstellt. Die Stärke der Kortikalis betrug 0,5 mm.

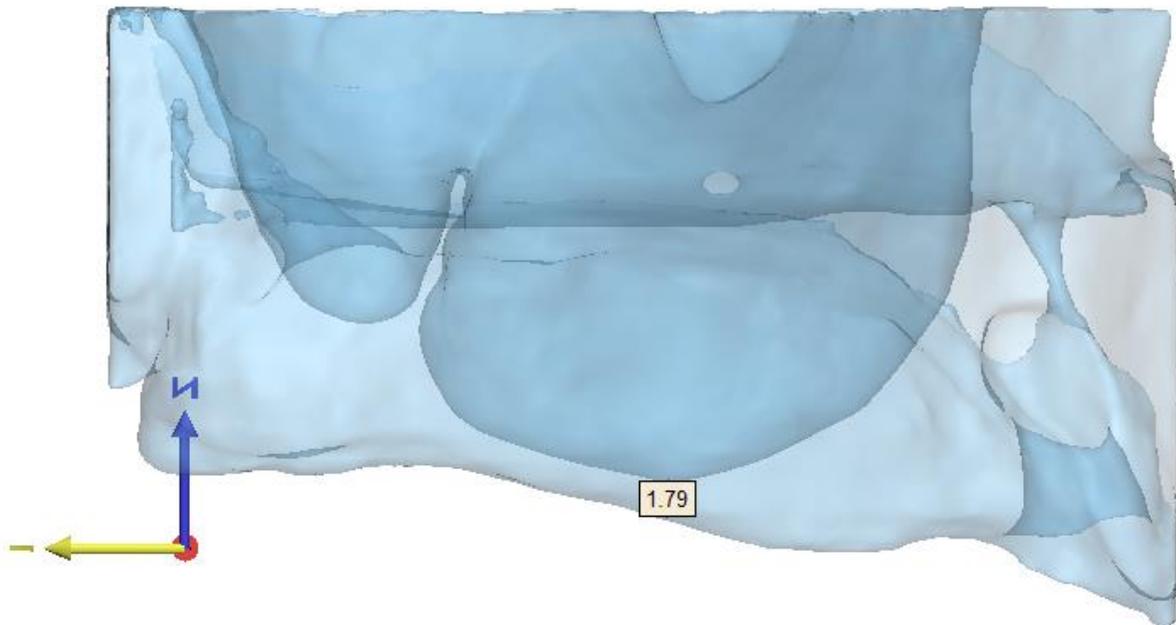


Abb. 3: Oberflächenmodell der rechten Maxilla entsprechend der Ausgangssituation bei dem/-r Patienten/-in mit einer Restknochenhöhe von 1,79 mm in Regio 016. Durch die laterale Ansicht und transparente Darstellung der rechten Kieferhälfte ist die ausgedehnte Pneumatisation der Kieferhöhle erkennbar.

3.1.2 Die klinischen Modelle

Mithilfe der sogenannten klinischen Modelle sollte die in der Praxis bei dem/-r Patienten/-in durchgeführte Insertion eines 9 mm langen Implantats in Regio 014 in Kombination mit einer perkrestalen Sinusbodenelevation nachgestellt werden. Darüber hinaus wurden auch die Insertionen eines 9 mm langen Implantats in Kombination mit einer internen SBE in Regio 025 und 7 mm langer Implantate ohne Sinusbodenelevationen in den genannten Operationsregionen simuliert (Tab. 2). Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten konnte in keiner der beiden Operationsregionen eine laterale Sinusbodenelevation modelliert werden. Daher wurden zusätzlich die sogenannten idealisierten Modelle (s.u.) erstellt. Für die klinischen Modelle wurden die Restknochenhöhen in den Regionen 014 und 025 belassen. Nach Hinzuladen und Ausrichten der einzelnen Implantate wurde lediglich der Knochen an den einzelnen Implantatschultern so modelliert, dass dieser mit der Schulter bündig abschloss. Dadurch wurden freiliegende Gewindgänge beseitigt und eine möglichst große Vergleichbarkeit der Ergebnisse durch ähnliche Knochenverläufe

ermöglicht. Die gleiche Positionierung und Ausrichtung der jeweiligen Implantate in den Modellen wurden mit der „Align“-Funktion realisiert. Die Oberflächenmodelle der Implantate stammten aus CAD-Datensätzen der Firma „Dentaurum“ („tioLogic ST[®]“, Durchmesser 3,7 mm, Dentaurum, Pforzheim). Die vier klinischen Modelle wurden abschließend jeweils auf eine Breite und Höhe von circa 20 mm x 20 mm zugeschnitten und an den Schnittstellen mit Elementen geschlossen. Außerdem erfolgte das Bohren der Implantatstollen (s. Abb. 4).

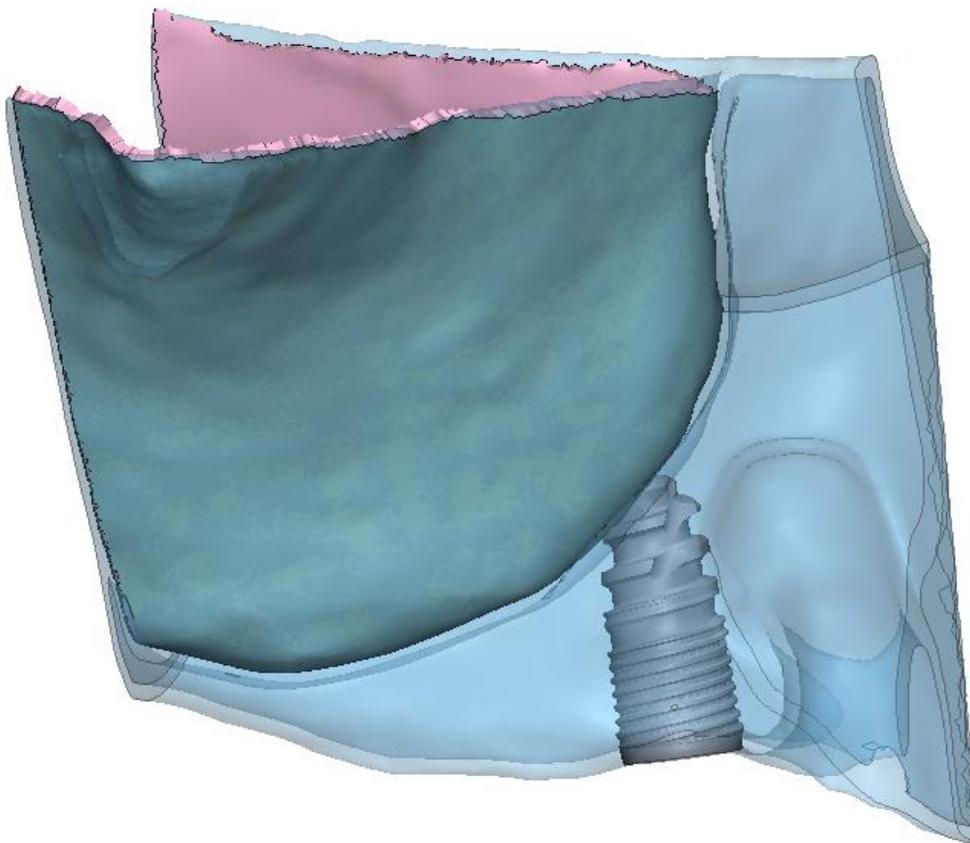


Abb. 4: Klinisches Modell des rechten Oberkiefers mit Implantat in Regio 014. Das Implantat hat eine Länge von 9 mm und ragt aufgrund der Pneumatisation der Kieferhöhle und vorangegangener Atrophie des Alveolarfortsatzes in die Kieferhöhle hinein. Transparente Darstellung des Knochens.

Die in Tabelle 2 und 3 aufgeführten Abkürzungen ermöglichen einen schnelleren und einfacheren Überblick über die Modellbezeichnungen, die in den folgenden Kapiteln verwendet werden.

Tab. 2: Übersicht über die klinischen FE-Modelle (Km) mit den wichtigsten Parametern und ihren Abkürzungen. Die Operationsregionen (014 und 025) werden ebenso wie die gewählten Implantatlängen (L7 für das 7 mm lange Implantat und L9 für das 9 mm lange Implantat) in den Modellbezeichnungen angegeben.

Kieferhälfte	Implantatlänge	Operationsmethode
rechts (Km-014-)	7 mm (Km-014-L7)	Direkte Implantation
rechts (Km-014-)	9 mm (Km-014-L9)	Perkrestale SBE ohne AM
links (Km-025-)	7mm (Km-025-L7)	Direkte Implantation
links (Km-025-)	9 mm (Km-025-L9)	Perkrestale SBE ohne AM

3.1.3 Die idealisierten Modelle

Aufgrund des flachen Verlaufs des rechten Kieferhöhlenbodens und damit verbundener vereinfachter Simulation einer lateralen Sinusbodenelevation diente die Regio 016 als Ausgangsbereich für die Erstellung der idealisierten Modelle. Mit ihnen sollten die direkte Implantation ohne SBE (10 mm Knochenhöhe), Implantation in Kombination mit einer perkrestalen SBE ohne Einbringen von AM (8 mm Knochenhöhe), Implantationen in Kombination mit einer perkrestalen SBE und Einbringen von AM (4 mm und 6 mm Knochenhöhe) sowie eine Implantation in Kombination mit einer lateralen SBE mit Einbringen von AM (2 mm Knochenhöhe) nachgestellt werden (Tab. 3).

Die Abkürzungen der idealisierten Modelle sind größtenteils in Tabelle 3 aufgelistet. Bei Einbringen von Augmentationsmaterial im Rahmen einer lateralen oder internen SBE wird der Zusatz „am“ und der E-Modul des eingefügten Materials (1000, 1500 oder 2000 MPa) an die aus der Tabelle zu entnehmende Modellabkürzung angehängt.

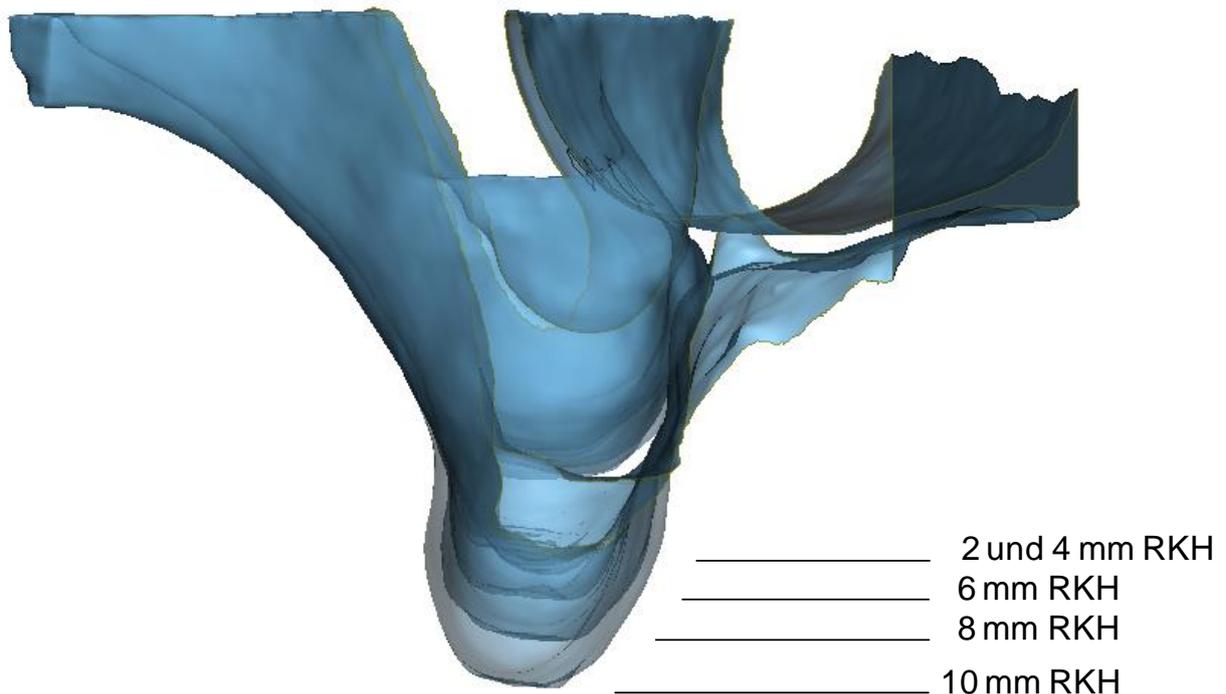


Abb. 5: Frontale Ansicht der Modellausschnitte aus der Maxilla mit Blick auf die rechte Kieferhälfte. Entgegen der Atrophierichtung wurde der Alveolarfortsatz nach lateral und kaudal aufgebaut. Es entstanden verschiedene Alveolarfortsatzhöhen, die zu Darstellungszwecken transparent übereinandergelegt sind. (RKH=Restknochenhöhe)

Die Empfehlung von Sieper und Ratschow aus dem Jahr 2014 (Tab. 1) diene als Orientierung bei der Abstufung der Restknochenhöhen und der simulierten Sinusbodenelevationen. Für die idealisierten Modelle wurde der Alveolarfortsatz in umgekehrter Atrophierichtung nach kaudal und lateral aufgebaut, sodass insgesamt fünf Modelle mit den Knochenhöhen 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm und 10 mm entstanden (Abb. 5). Dabei erfolgte in den Modellen mit einer Knochenhöhe von 6 mm, 8 mm und 10 mm auch eine Anhebung des zur Kieferhöhleninnenseite gerichteten Knochens um bis zu 1,7 mm, um die Pneumatisation der Kieferhöhle anatomisch realistisch rückgängig zu machen. Anschließend wurde das 9 mm lange Implantat hinzu geladen, ausgerichtet und der Knochen um die Implantatschulter herum an das umgebende Knocheniveau angepasst. In dem Modell mit einer Knochenhöhe von 2 mm wurde zudem ein Fenster mit einer Größe von 7,5 mm x 7,5 mm in der fazialen Kieferhöhlenwand angelegt, um damit später eine laterale SBE simulieren zu können. Abschließend erfolgte die Bohrung der Implantatstollen für die bereits ausgerichteten Implantate sowie das Schneiden und Schließen der Modelle.

Tab. 3: Übersicht über die idealisierten FE-Modelle (Im) mit den wichtigsten Parametern und ihren Abkürzungen. Die entsprechenden Alveolarfortsatzhöhen (2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm und 10 mm) und die erfolgten operativen Eingriffe (interne und laterale Sinusbodenelevation) werden in den Modellbezeichnungen angegeben.

Knochenhöhe (mm)	Implantatlänge (mm)	Knochenaufbau (mm)	Operationsmethode
2 (Im-2mm-)	9	10	Laterale SBE (zweizeitig) (Im-2mm-lat-sbe-)
4 (Im-4mm-)	9	6	Perkrestale SBE + AM (Im-4mm-int-sbe-)
6 (Im-6mm-)	9	4	Perkrestale SBE + AM
8 (Im-8mm-)	9	2	Perkrestale SBE ohne AM (Im-8mm-int-sbe)
10 (Im-10mm)	9	-	Direkte Implantation

3.2 Generierung der Finite-Elemente-Modelle

Alle erwähnten Bestandteile der Oberflächenmodelle wurden einzeln in das FEA-Programm „MSC.Marc/Mentat“ importiert, in Volumenkörper umgewandelt und zusammengefügt. Im Schnitt bestand jedes Modell aus rund 60.000 Knoten und 260.000 Elementen. Einzig das idealisierte Modell mit einer Restknochenhöhe von 10 mm wies eine deutlich höhere Knoten- und Elementanzahl auf (250.000 Knoten und 1.250.000 Elemente). Hier konnte auf eine nachträgliche Netzänderung aufgrund unmittelbar fehlerfrei durchgelauener Berechnung der Implantatbelastung verzichtet werden (s. dazu die Erklärung in Kapitel 3.2.1).

In diesem idealisierten Modell sowie den klinischen Modellen, in denen ein 7 mm langes Implantat inseriert wurde (s. Abb. 6), wurden keine zusätzlichen chirurgischen Eingriffe simuliert.

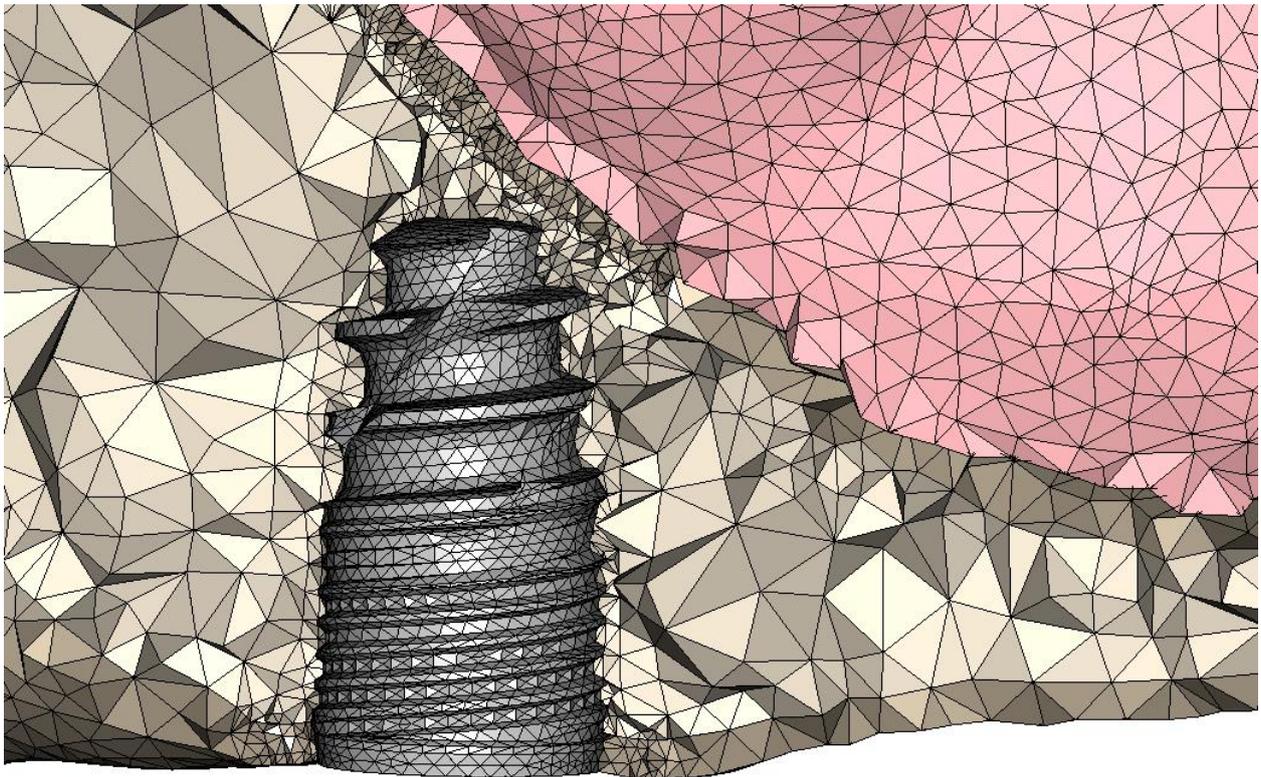


Abb. 6: Laterale Ansicht des 7 mm langen Implantats (grau) in Regio 025. Durch Wahl eines kürzeren Implantats kann auf eine Sinusbodenelevation verzichtet werden, da ein mindestens 0,5 mm großer Abstand des Implantats zur Membran (rosa) eingehalten werden kann.

3.2.1 Generierung der FE-Modelle mit einer perkrestalen Sinusbodenelevation

Aufgrund der hohen Knoten- und Elementanzahl in den einzelnen Modellen und dementsprechend komplexen und lang andauernden Berechnungen im Rahmen verschiedener Testsimulationen wurde entschieden, die Elementanzahl nachträglich zu verringern. An den Grenzflächen zwischen kortikalem und spongiösem Knochen sowie zwischen Knochen und Implantat wurde die Netzgröße beibehalten, um Fehler in der Gesamtvernetzung zu vermeiden (s. Abb. 7 und 8). Mit einer Oberflächenbelastung auf Bereiche der Membranunterseite wurde diese mit einem Druck von 5 MPa angehoben. Dieses Vorgehen wurde gegebenenfalls wiederholt. Anschließend wurde die Situation ausgewählt, bei der ein mindestens 1 mm großer Abstand zwischen Implantatspitze und Membranunterseite, entsprechend der klinischen Empfehlung, gemessen werden konnte. Der so entstandene Hohlraum zwischen Membran und Kieferhöhlenboden wurde mit Volumenelementen gefüllt und stellte, je nach Wahl des E-Moduls, das Augmentationsmaterial in unterschiedlichen Umbauprozessen dar (s. Abb. 7). Abschließend erfolgte auch hier die axiale Implantatbelastung (s. Kap. 3.3).

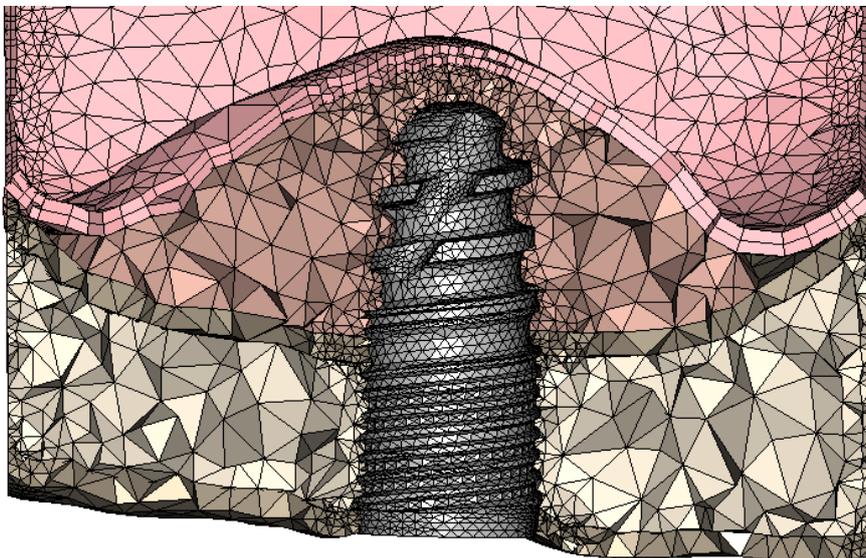


Abb. 7: Laterale Ansicht des auf Höhe des Implantats geteilten idealisierten Modells mit einer RKH von 4 mm in Regio 016. Nach Anheben der Schneiderschen Membran (rosa) wurde der entstandene Raum mit Augmentationsmaterial (dunkelrosa) gefüllt. An der Vorder- und Rückseite des Modells sowie an der Grenze zwischen Implantat (grau) und Knochen (dunkel- und hellbraun) wurde die Oberfläche im Rahmen der nachträglichen Netzänderung nicht verändert, sodass die Elemente dort eine feinere Struktur aufwiesen.

3.2.2 Generierung des FE-Modells mit einer lateralen Sinusbodenelevation

Für die Erstellung des Modells mit einer lateralen SBE wurde ebenfalls eine Oberflächenbelastung gewählt, die auf die untere Außenseite des Knochenfensters angewendet wurde. Dadurch wurden das Fenster und die darunter befindliche Schneidersche Membran angehoben. Dieses Vorgehen wurde gegebenenfalls wiederholt, sodass das Knochenfenster letztendlich um ca. 90 Grad in die Kieferhöhle rotiert wurde. Es wurde zudem nach medial bewegt, um oberhalb der Implantatbohrung zum Liegen zu kommen. Der entstandene Hohlraum wurde ebenfalls mit Volumenelementen unterschiedlicher E-Moduln gefüllt. Um einen lateralen Verschluss des Kieferhöhlenzugangs zu erreichen, wurde ein 0,5 mm dicker Deckel modelliert, der je nach Einheilungsstadium des AMs 1.000 MPa oder 1.500 MPa betrug (s. Abb. 8 und Tab. 4). Abschließend wurde auch hier die Implantatbelastung durchgeführt (Kap. 3.3).

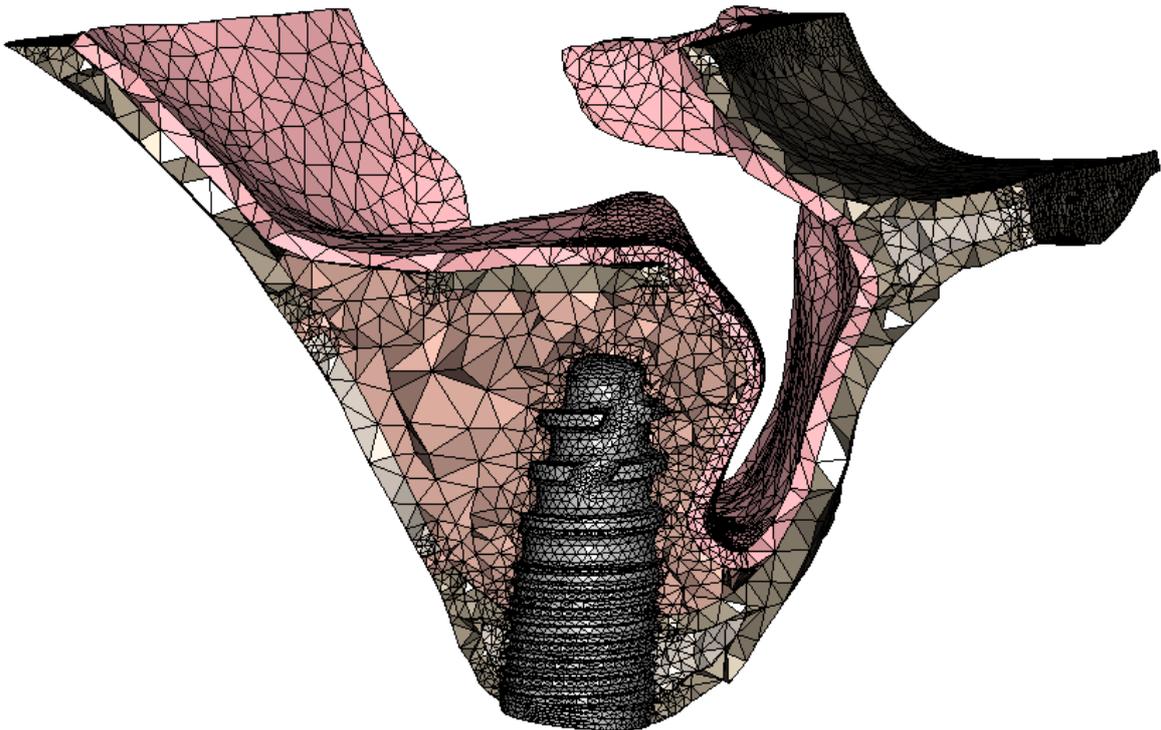


Abb. 8: Frontale Ansicht des Modells Im-2mm-lat-sbe-am-1000. Es ist auf Höhe des Implantats (grau) durchtrennt worden, um das zwischen der angehobenen Schneiderschen Membran (rosa) und dem Knochen (dunkel- und hellbraun) eingebrachte Augmentationsmaterial (dunkelrosa) sichtbar zu machen. Oberhalb der Implantatbohrung befindet sich das ursprünglich mobilisierte Knochenfenster (dunkelbraun), das den Raum zwischen Kieferhöhlenknochen und Membran aufgespannt hat.

3.2.3 Materialeigenschaften

Die Materialeigenschaften der einzelnen Modellbestandteile wurden zum Großteil der Literatur entnommen (Abé et al., 1996; Bourauel et al., 2012). Für die Schneidersche Membran fanden sich keine Werte, sodass näherungsweise auf einen Wert, der für das parodontale Ligament ermittelt werden konnte, zurückgegriffen wurde (Keilig et al., 2009). Für das Augmentationsmaterial wurden verschiedene, im Umbau befindliche Stadien angenommen und dementsprechend unterschiedliche E-Moduln verwendet (1.000 MPa für ein im knöchernen Umbauprozess befindliches Augmentationsmaterial, das einer weitmaschigen Spongiosastruktur ähnelt, 1.500 MPa für eine Qualität, die unserem gewählten E-Modul für spongiösen Knochen gleicht, 2.000 MPa vergleichbar mit einer feinmaschigeren Spongiosastruktur). In den Modellen Im-8mm, Km-014-L9 und Km-025-L9 wurde der E-Modul von 1.500 MPa gewählt, da dort interne SBEen ohne das Einbringen von zusätzlichem Aufbaumaterial nachgestellt wurden. Für das Material in dem Raum zwischen Kieferhöhlenboden und Schneiderscher Membran wurde so eine erfolgreiche knöcherne Umwandlung simuliert. Der Verschluss des Kieferhöhlenzugangs nach lateraler SBE erfolgte mithilfe eines 0,5 mm dicken Volumenobjekts, das je nach Einheilungsstadium unterschiedliche E-Moduln erhielt (s. Tab. 4).

Tab. 4: Die in den FE-Simulationen verwendeten E-Moduln der einzelnen Modellbestandteile.

Bestandteil	Kortikalis	Spongiosa	Schneidersche Membran	Implantat	AM/KEM	Verschluss
E-Modul (MPa)	18.000	1.500	50	110.000	1.000 1.500 2.000	1.000 1.500 1.500

Die Querkontraktionszahl betrug bei allen Modellbestandteilen 0,3.

3.2.4 Kontaktparameter

Die folgenden Tabellen (Tab. 5 bis 7) und die dazugehörigen Erklärungen verdeutlichen die für die Kontaktparameter getätigten Einstellungen. Objekte können fest miteinander verbunden werden. Dabei wird eine Verschiebung zwischen ihnen ausgeschlossen. Alternativ können sie die Eigenschaft haben, sich bei Überschreiten einer Kraft gegeneinander zu bewegen. Dies wird im Finite-Elemente-System mit den Kontaktparametern zum Ausdruck gebracht.

Tab. 5: Kontaktparameter für die laterale SBE. Kontaktpaare, bei denen eine feste Verbindung angenommen wurde, sind mit g (für „glue“) markiert. Kontaktpaare, bei denen ein Ablösen voneinander erlaubt wurde, sind mit g* (für „glue“ + „breaking“) markiert. Wenn kein Kontakt (k. K.) zwischen Modellbestandteilen vorlag, ist dies kenntlich gemacht. Der Verschluss des lateralen Kieferhöhlenzugangs („Verschluss“) erfolgte mithilfe eines 0,5 mm dicken Volumenobjekts.

	Spongiosa	Membran	Implantat	AM/KEM	Fenster
Kortikalis	g	g*	g	g	k. K.
Spongiosa		k. K.	g	g	k. K.
Membran			k. K.	g*	g
Implantat				g	k. K.
Verschluss					g

Um eine Adhärenz der Kortikalis und Spongiosa sicher zu stellen und mögliche Fehler in den Rechnungen durch eventuelles Verschieben gegeneinander zu vermeiden, wurden die Knoten dieser beiden Modellbestandteile soweit möglich direkt miteinander verbunden. Aus technischen Gründen konnte allerdings nicht in allen Modellen garantiert werden, dass die Grenzflächen zwischen kortikalem und spongiösem Knochen identische Vernetzungen aufwiesen. Daher wurden, bei einer nicht einwandfreien Grenzfläche zwischen Kortikalis und Spongiosa, diese Modellbestandteile zusätzlich durch die Kontakteigenschaft „glue“ fest miteinander verbunden. Da ein Ablösen der Membran vom Knochenfenster nicht gewünscht wurde, wurde auch dort eine feste Verbindung eingestellt. Das Lösen der Membran von der Kortikalis bei Simulation der perkrestalen SBE wurde demgegenüber durch die Einstellung „breaking“ ermöglicht. Diese Verbindung versagte stets,

sobald eine Spannung von 1,5 MPa zwischen den Kontaktpartnern überschritten wurde. Für die Verbindung zwischen Knochen und Implantat wurden entweder ein vollständig eingeheliter Zustand (Osseointegration) oder eine lockere Verbindung bei Sofortbelastung des Implantats angenommen und durch die Kontaktparameter „glue“ und „touching“ realisiert.

Tab. 6: Kontaktparameter für die perkrestalen SBEen. Kontaktpaare, bei denen eine feste Verbindung angenommen wurde, sind mit g (für „glue“) markiert. Kontaktpaare, bei denen ein Ablösen voneinander erlaubt wurde, sind mit g* (für „glue“ + „breaking“) markiert. Wenn kein Kontakt (k. K.) zwischen Modellbestandteilen vorlag, ist dies kenntlich gemacht.

	Spongiosa	Membran	Implantat	AM/KEM
Kortikalis	g	g*	g	g
Spongiosa		k. K.	g	g
Membran			k. K.	g*
Implantat				g

Tab. 7: Kontaktparameter für die direkten Implantatbelastungen. Kontaktpaare, bei denen eine feste Verbindung angenommen wurde, sind mit g (für „glue“) markiert. Kontaktpaare, bei denen ein Ablösen voneinander erlaubt wurde, sind mit g* (für „glue“ + „breaking“) markiert. Für eine lockere Verbindung im Sinne einer noch nicht erfolgten knöchernen Einheilung steht der Buchstabe t („touching“). Wenn kein Kontakt (k. K.) zwischen Modellbestandteilen vorlag, ist dies kenntlich gemacht.

	Spongiosa	Membran	Implantat
Kortikalis	k. K.	g	g oder t
Spongiosa		k. K.	g oder t
Membran			k. K.

Das Verbinden der Kortikalis- und Spongiosaknoten resultierte bei Simulation der direkten Implantatinsertion und anschließender Belastung in einer identischen Grenzfläche, so dass auf eine zusätzliche Sicherung durch einen festen Kontakt verzichtet werden konnte. Da keine Knochenaugmentation und dementsprechend kein Membrananheben erfolgte, wurde die Membran fest mit der Kortikalis verbunden.

3.3 Die Implantatbelastung

Der Oberkieferknochen wurde an seiner Vorder- und Rückseite mit einem „fixed displacement“ als Randbedingung in x-, y- und z-Richtung befestigt, sodass sich das Modell dementsprechend bei einer Belastung des Implantats nicht bewegen konnte (Abb. 9). Mit Hilfe eines RBEs wurde eine gleichmäßige Krafteinleitung über einen konstruierten Mittelknoten von 500 N auf jeden Knoten der Implantatschulteroberfläche gewährleistet (Abb. 10). Die Belastung erfolgte linear von 0 bis 500 N in Achsrichtung des Implantats. Dieser Wert stellt eine hohe Kaukraft dar, wenn man ihn in das breite Spektrum an Literaturangaben zur maximalen Kaukraft einordnet (Fontijn-Tekamp et al., 2000; Koolstra et al., 1988).

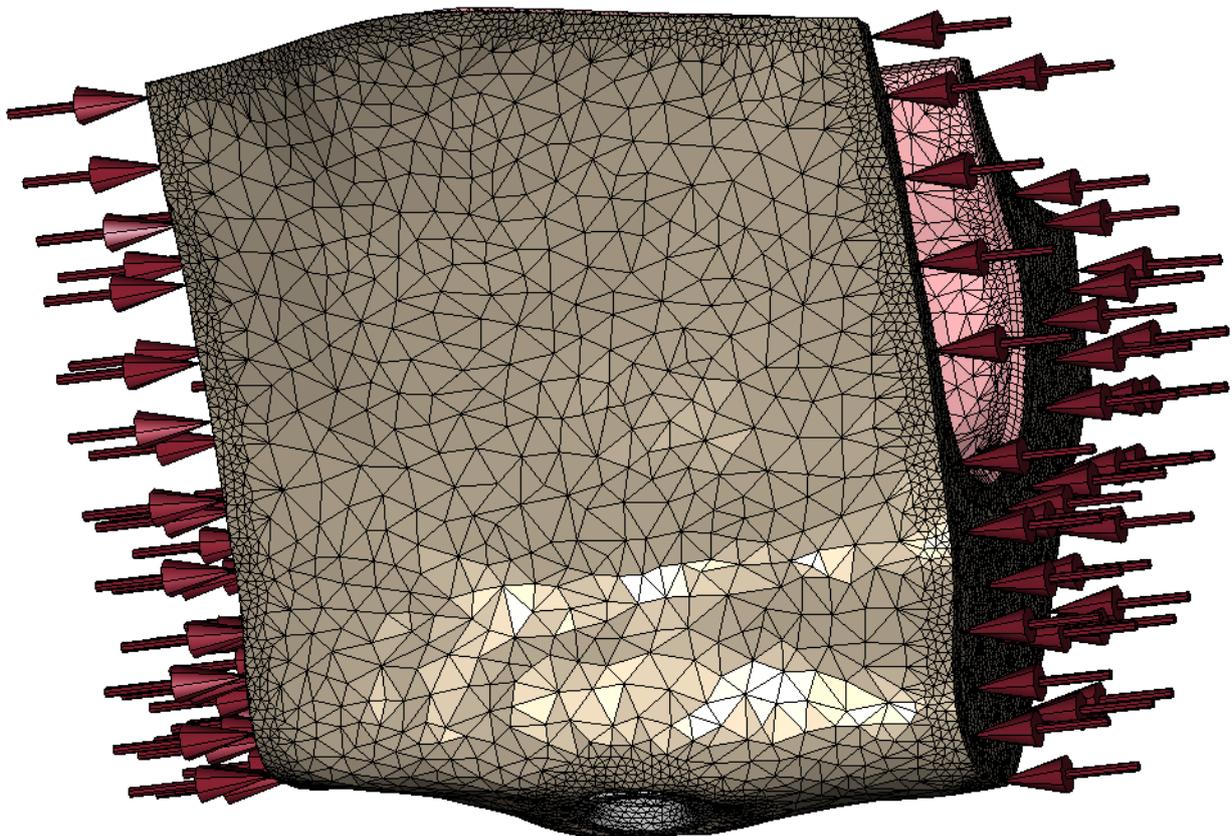


Abb. 9: Schräg laterale Ansicht des idealisierten Modells mit einer RKH von 6 mm in Regio 016. Durch die Wahl einer festen Randbedingung an der Vorder- und Rückseite des Modells (rote Pfeile), die keine Verschiebung der Knoten erlaubte, wurde das Modell fixiert.

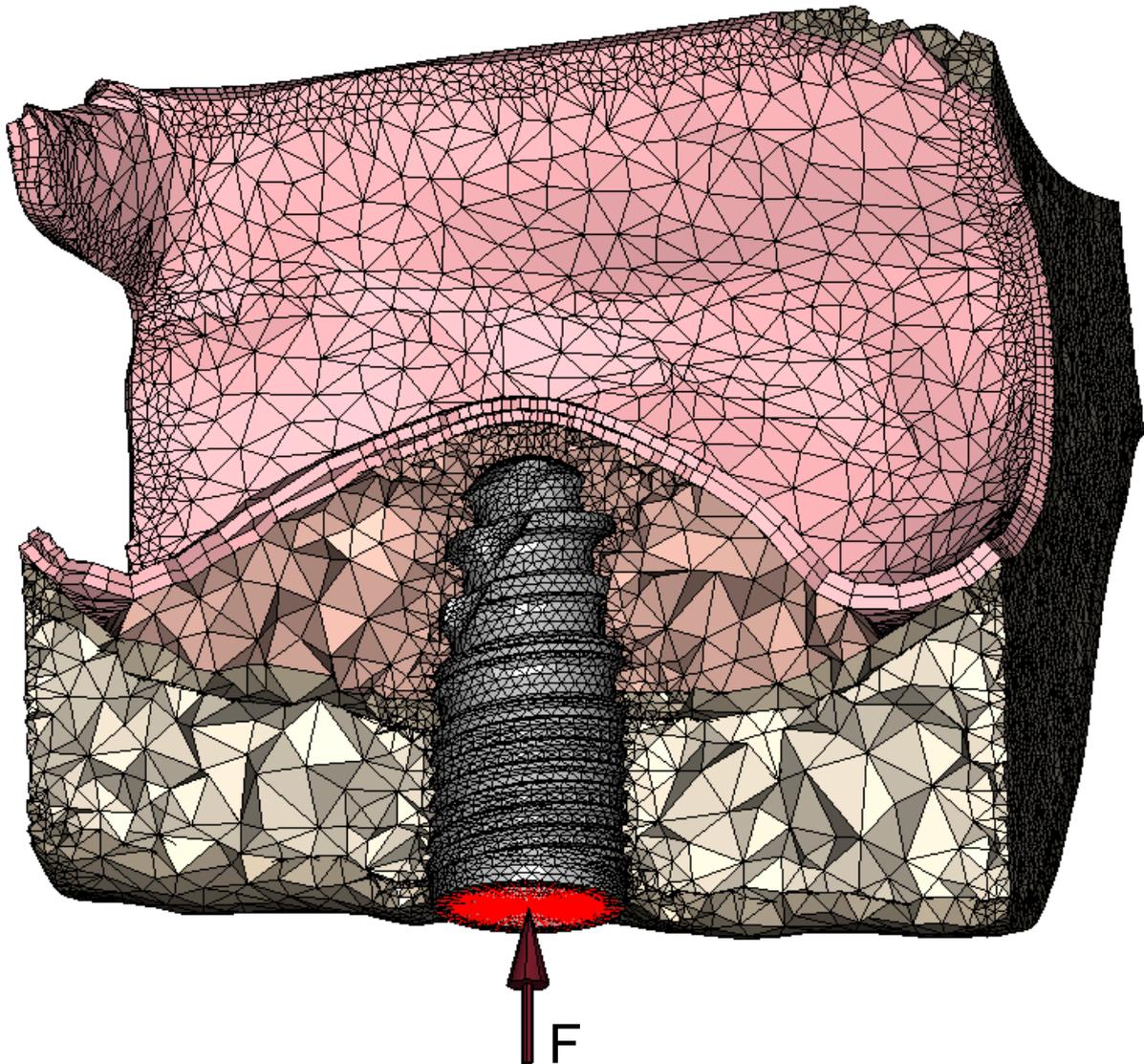


Abb. 10: Schnittbild durch das idealisierte Modell mit einer RKH von 4 mm in Regio 016. Schräg laterale Ansicht des Modells. Die axiale Implantatbelastung in Höhe von 500 N (roter Pfeil) wurde mit Hilfe des zentralen Mittelknotens über die RBEs auf die Implantat-schulter übertragen.

Eine Ausnahme stellte das klinische Modell der rechten Kieferhälfte mit einer gewählten Implantatlänge von 7 mm dar. Bei Sofortbelastung des Implantats kam es bei Erreichen einer Belastungshöhe von 190 N (38% der Maximalbelastung) zu einem Abbruch der Simulation. Die ursprünglich eingestellten 500 N beanspruchten das Gewebe derart, dass das Modell dieser Kaukraft nicht standhielt. Die Ergebnisermittlung erfolgte in diesem Fall durch Extrapolation der Werte.

Die Erstellung der einzelnen Modelle erfolgte an einem DELL-Precision-Rechner T3600 im Labor der Oralmedizinischen Technologie, der über einen Arbeitsspeicher von 16 GB und zwei Prozessorkerne verfügte. Die Berechnungen der Sinusbodenelevationen und die anschließenden Implantatbelastungen liefen auf dem DELL-Server-Cluster der Oralmedizinischen Technologie des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Bonn. Der Cluster besaß 30 CPUs mit insgesamt 192 GB RAM. Vor der Änderung der Oberflächennetzgröße liefen die Simulationen der SBEen jeweils über einen Zeitraum von ca. 2,5 Tagen. Da die Modelle danach jedoch unter Umständen korrigiert werden mussten, wurde beschlossen, die Knoten- und Elementanzahl und damit die Rechenzeit zu reduzieren. Einzelne Berechnungsschritte im Rahmen der SBEen dauerten somit nur noch zwischen 40 Minuten und 24 Stunden. Auf eventuelle Wiederholungen der Belastungssimulationen wurde in den Kapiteln 3.2.1 und 3.2.2 eingegangen. Die abschließenden Implantatbelastungen liefen dann über einen Zeitraum zwischen elf Minuten und 2,5 Stunden. Eine Ausnahme stellte das idealisierte Modell mit unveränderter Knoten- und Elementanzahl dar (s. Kap. 3.2), dessen Implantatbelastung 42,2 Stunden dauerte.

4. Ergebnisse

Wie in Kapitel 3 erklärt, fand die Ergebnisdarstellung mit Hilfe des im „MSC.Marc/Mentat“ 2010.2 und 2015 enthaltenen „Postprocessors“ statt. Der Übersicht halber werden die gewonnenen Daten mittels farblicher Visualisierung zum Zeitpunkt der maximalen Belastung in Abbildungen wiedergegeben. Pro Operationsmethode (Implantation ohne zusätzlichen chirurgischen Eingriff, interne SBE ohne Einbringen von Augmentationsmaterial, interne SBE mit Einbringen von Augmentationsmaterial und laterale SBE) werden bis zu drei Bilder gezeigt. Eine Skala am jeweiligen rechten Bildrand gibt die Spanne der Verschiebung, der Spannung oder der Verzerrung an, die in dem dargestellten Modell errechnet wurden. Dabei reicht der Farbverlauf von blau (entspricht dem niedrigsten Wert) bis gelb (entspricht dem höchsten Wert). Die Skalierung überschreitende Werte sind grau dargestellt. Für die betrachteten Parameter und verschiedenen Modellbestandteile wurden unterschiedliche Skalierungen gewählt, um die teilweise sehr kleinen Unterschiede zwischen den Belastungen zu verdeutlichen. Innerhalb der Parameter und einzelnen Modellbestandteile sind die Skalen soweit möglich und sinnvoll zu Vergleichszwecken identisch.

4.1 Verschiebung

Die Abbildungen 11 bis 14 zeigen die Verschiebungen der klinischen und idealisierten Modelle in allen Raumachsen (x , y und z) bei maximaler Belastung des Implantats mit 500 N. Allen Belastungssituationen ist gemein, dass sich die größten Verschiebungen am jeweiligen Implantat feststellen ließen, wobei die Implantatschultern, auf die die Belastungen unmittelbar übertragen worden sind, am weitesten bewegt wurden. In den Modellen der Osseointegration mit einer direkten Implantation ohne zusätzlichen chirurgischen Eingriff traten Verschiebungen bis zu 31,8 μm auf. In den Modellen mit einer internen SBE konnten Werte von maximal 29,7 μm , in dem Modell mit einer lateralen SBE Werte von maximal 35,2 μm ermittelt werden (s. Tab. 8 und 9).

Bei Sofortbelastung der Implantate in den Modellen mit einer ausschließlichen Implantation wurden maximale Implantatverschiebungen von 36,7 μm berechnet. Allerdings erfuhren die Implantate in diesen Modellen eine kombinierte Rotation in den

Gewindebohrungen und eine apikal gerichtete Längsverschiebung. Durch Betrachtung der Verschiebung der konstruierten Mittelknoten konnte die reine Längsverschiebung des jeweiligen Implantats ermittelt werden.

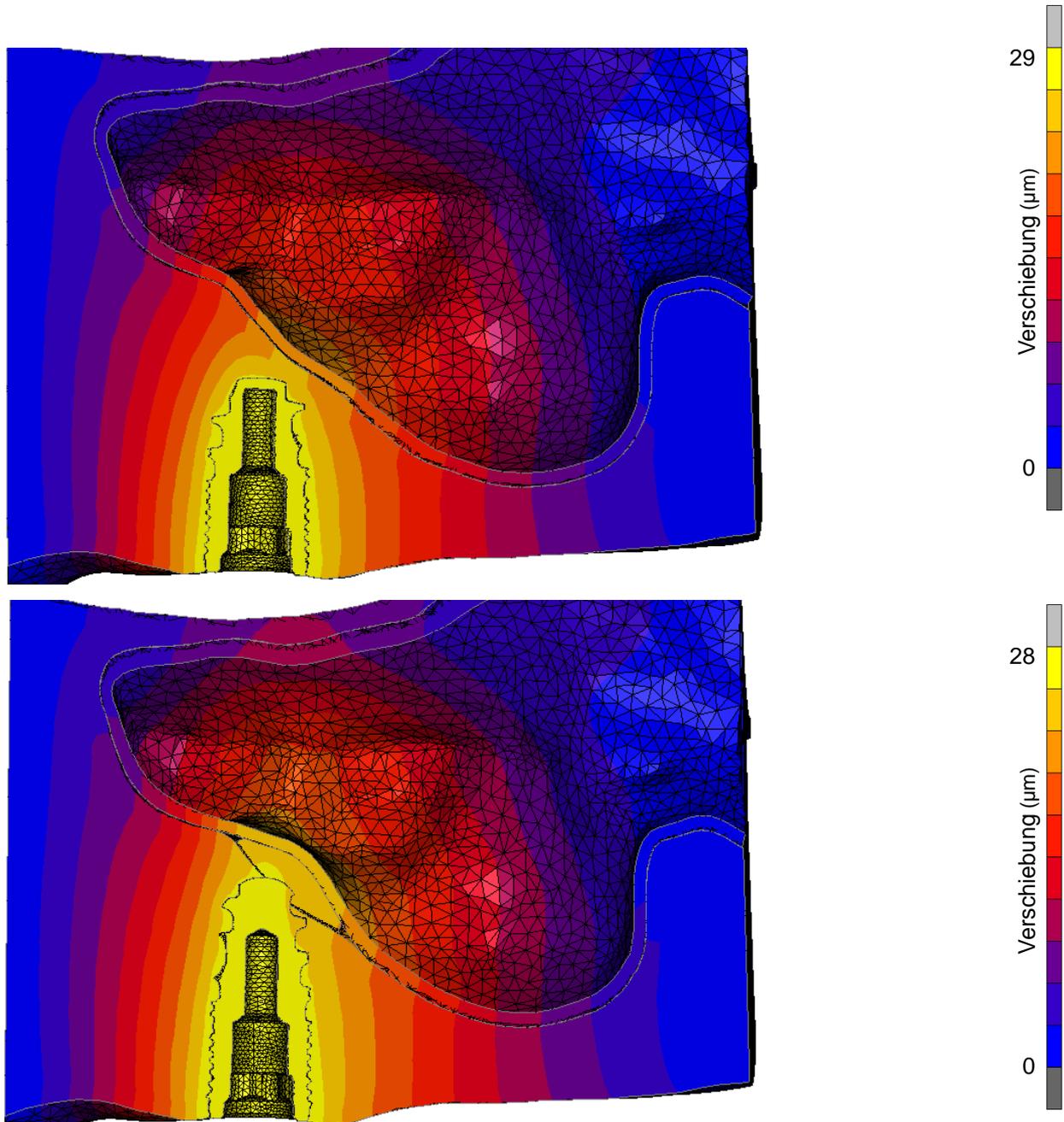


Abb. 11a (oben) und 11b (unten): Verschiebungen in den Modellen Km-025-L7 (oben) und Km-025-L9 (unten) bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Durch die laterale Ansicht des auf Höhe des Implantats durchgeschnittenen Modells werden die zum Implantat hin zunehmenden Verschiebungen farblich wiedergegeben. Die Skalen an den rechten Bildrändern geben die Bereiche, in denen die Verschiebungen berechnet wurden, wieder. Sie gilt für alle nachfolgenden Abbildungen, wobei die Skalierungen voneinander abweichen.

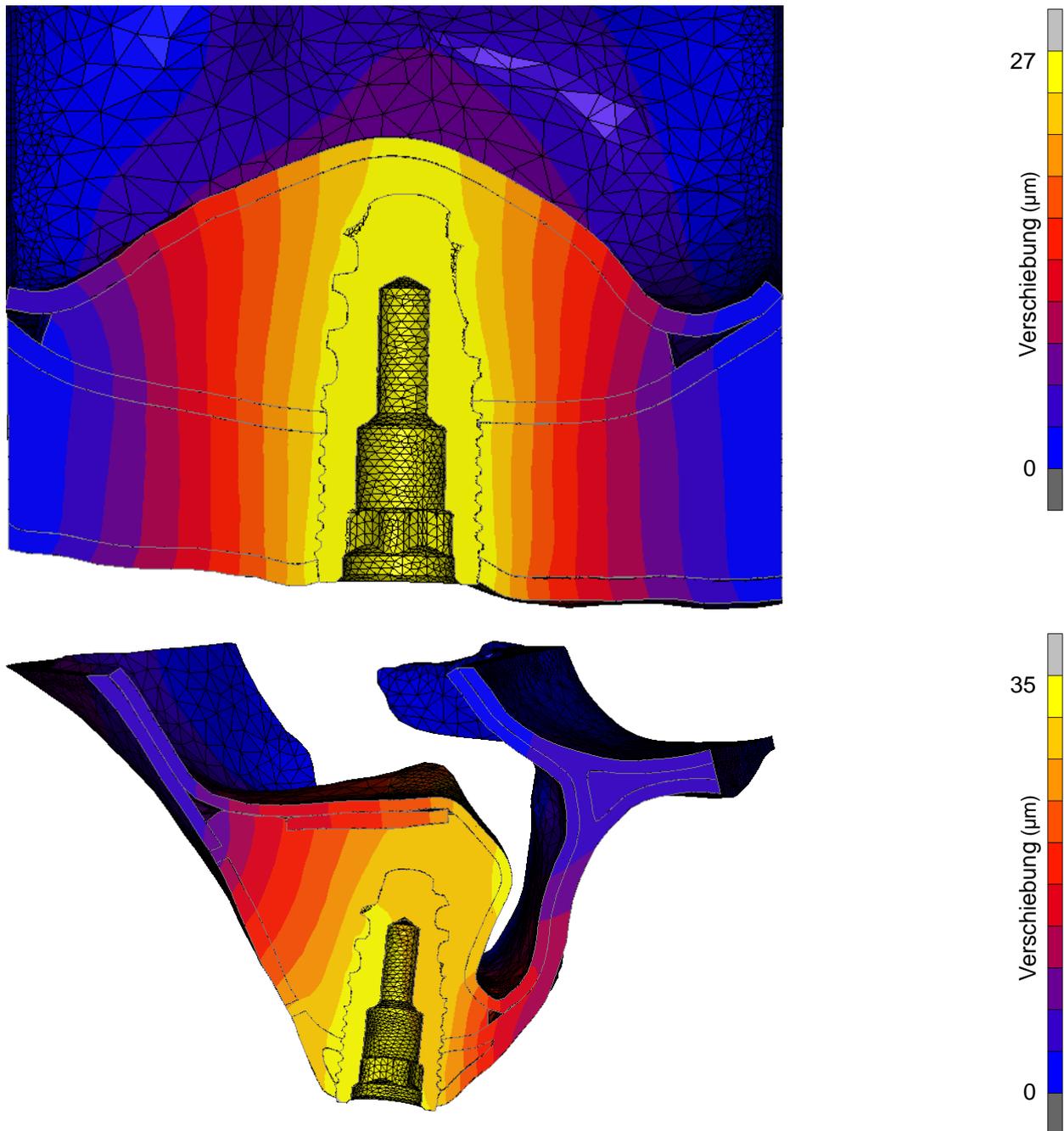


Abb. 12a (oben) und 12b (unten): Schnittbilder der Modelle Im-4mm-int-sbe-am-1000 (oben) und Im-2mm-lat-sbe-am-1000 (unten) bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Die Verschiebungen in den Modellen werden farblich wiedergegeben. Die laterale, bzw. frontale Ansicht des jeweiligen Modells und der Schnitt auf Höhe des Implantats ermöglichen die Beurteilung der zum Implantat hin zunehmenden Verschiebungen. In Abb. 12b wird aufgrund der verschiedenen Färbung des Implantats deutlich, dass dieses unterschiedlich weit bewegt wurde. Dies lässt sich aus der angulierten Position des Implantats und demnach schrägen Kräfteinleitung in den Knochen erklären.

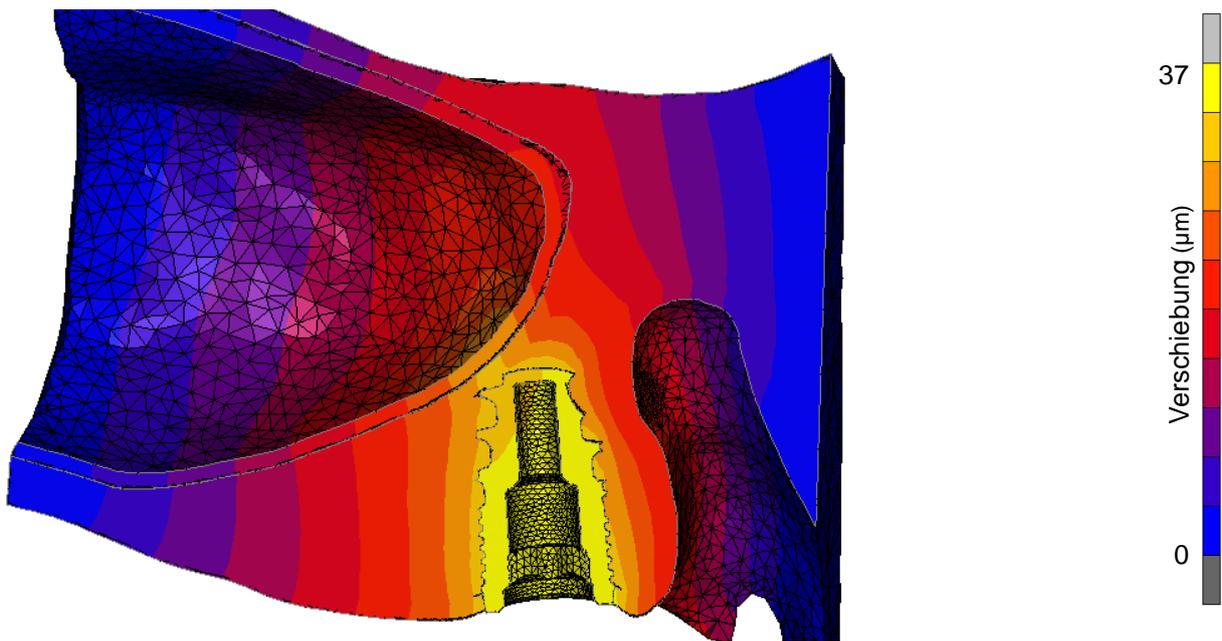


Abb. 13: Verschiebungen im Modell Km-014-L7 bei axialer Sofortbelastung des Implantats mit 500 N. Das Schnittbild auf Höhe des Implantats und die laterale Ansicht des Modells ermöglichen die Beurteilung der zum Implantat hin zunehmenden Verschiebungen. Das Implantat erfuhr sowohl eine Rotation in den Gewindeschnitten des Knochens als auch eine kranial gerichtete Längsverschiebung. Daraus resultierten unterschiedlich hohe Verschiebungsmaxima innerhalb des Implantats.

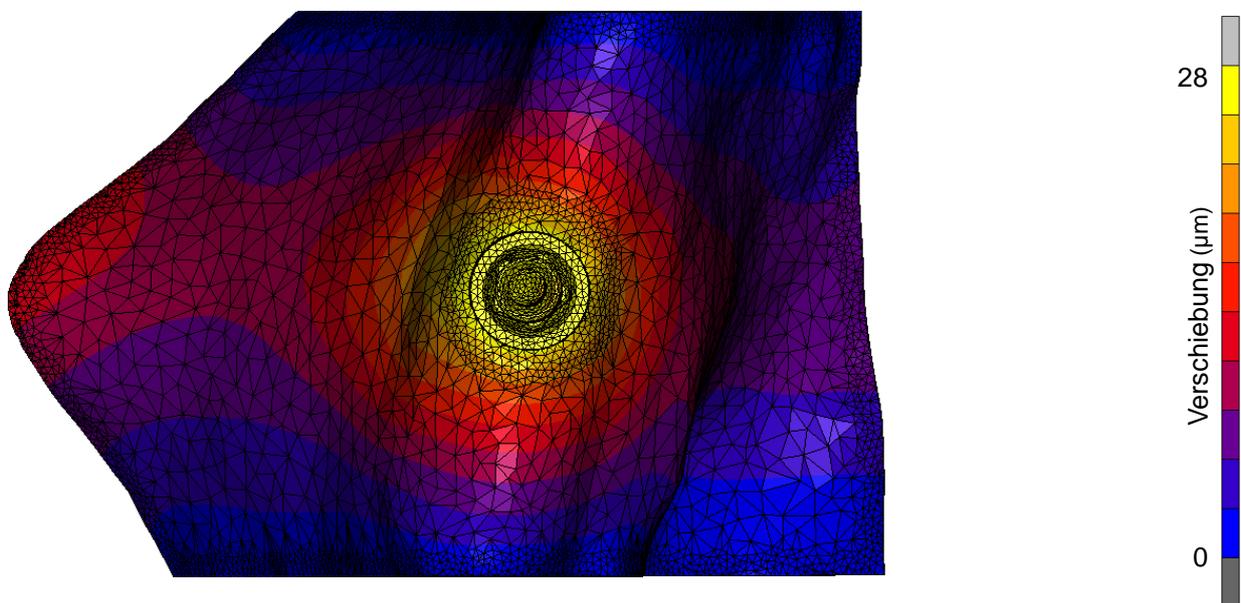


Abb. 14: Verschiebungen im Modell Im-4mm-int-sbe-am-1000 bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Durch die basale Modellansicht werden die sich nach lateral und medial ausdehnenden und in der Höhe abnehmenden Verschiebungen deutlich. An der Vorder- und Rückseite des Modells erfolgten demgegenüber keine Verschiebungen der Knoten (blaue Färbung der Modellanteile).

Abhängig von der Wahl der Augmentationsmaterialeigenschaften änderten sich die maximal möglichen Verschiebungen des Implantats bei Osseointegration (s. Tab. 9). Je höher der E-Modul eingestellt wurde und damit kompakter der Knochen, desto weniger weit ließ sich das jeweilige Implantat bewegen.

Bei Wahl des 7 mm langen Implantats anstelle des 9 mm langen Implantats in Kombination mit einer internen SBE in der gleichen Operationsregion zeigte sich, dass das jeweils kürzere Implantat eine größere Verschiebung erfuhr (s. Tab. 8). Ebenso verhielt es sich bei dem Vergleich der 7 mm langen Implantate mit dem 9 mm langen Implantat bei Sofortbelastung (s. Tab. 8 und 9).

In den idealisierten Modellen der Osseointegration mit unterschiedlichen RKH aber jeweils gleicher Implantatlänge (9 mm) verhielten sich Knochenhöhe und maximale Implantatverschiebung umgekehrt proportional zueinander. Da den „Hohlraumelementen“ in dem Modell mit einer RKH von 8 mm ein E-Modul von 1.500 MPa zugewiesen wurde, können demnach alle Situationen, in denen dieser E-Modul für das Augmentationsmaterial gewählt wurde, miteinander verglichen werden (s. Tab. 9).

Die Verschiebung nimmt in allen Modellen mit Entfernung zum Implantat gleichmäßig ab und dehnt sich nach lateral und medial aus (s. Abb. 14). Die feste Randbedingung an Vorder- und Rückseite eines jeden Modells verhinderte demzufolge erfolgreich eine Verschiebung der dort anliegenden Knoten.

Die gleichmäßigen, zum Implantat hin im Wert zunehmenden, Verschiebungen innerhalb des Knochens und Augmentationsmaterials können ebenso in der Schneiderschen Membran beobachtet werden. Dort können, abhängig von der Operationsmethode und dem Belastungszeitpunkt, unterschiedliche Maximalverschiebungen registriert werden. Bei den Implantatbelastungen ohne zusätzlichen chirurgischen Eingriff bei Osseointegration wurde die Membran bis zu 26,4 μm bewegt, bei den Implantatbelastungen nach interner SBE ohne Einbringen von Augmentationsmaterial bis zu 25,6 μm und mit Einbringen von Augmentationsmaterial bis zu 26,3 μm . Nach lateraler SBE und anschließender Implantatbelastung konnten Membranverschiebungen bis zu 32,5 μm gemessen werden (s. Tab. 8 und 9). Bei der Sofortbelastung des Implantats nach ausschließlicher Implantation ließ sich die Membran bis zu 30,4 μm bewegen (s. Tab. 8).

Tab. 8: Ermittelte Höchstwerte der Implantat- und Membranverschiebung bei maximaler Implantatbelastung mit 500 N in den klinischen Modellen (Modellabkürzungen s. Tab. 2 und Kapitel 3.1.2). Die markierten Werte stellen Extrapolationen dar.

Modell/Situation	maximale Verschiebung des Implantats (μm)	maximale Verschiebung der Membran (μm)
Km-014-L7	31,8	26,4
Km-014-L7, Sofortbelastung	36,7*	30,4*
Km-014-L9	29,7	25,3
Km-025-L7	29,7	23,1
Km-025-L7, Sofortbelastung	35,5	25,9
Km-025-L9	28,9	25,6

Tab. 9: Ermittelte Höchstwerte der Implantat- und Membranverschiebung bei maximaler Implantatbelastung mit 500 N in den idealisierten Modellen (Modellabkürzungen s. Tab. 3 und Kapitel 3.1.3).

Modell/Situation	maximale Verschiebung des Implantats (μm)	maximale Verschiebung der Membran (μm)
Im-10mm	21,3	16,8
Im-10mm, Sofortbelastung	28,4	19,3
Im-8mm-int-sbe	23,1	19,7
Im-6mm-int-sbe-am-2000	23,8	21,1
Im-6mm-int-sbe-am-1500	24,2	21,6
Im-6mm-int-sbe-am-1000	24,6	22,1
Im-4mm-int-sbe-am-2000	26,2	24,2
Im-4mm-int-sbe-am-1500	27,1	25,1
Im-4mm-int-sbe-am-1000	28,2	26,3
Im-2mm-lat-sbe-am-2000	28,4	27,1
Im-2mm-lat-sbe-am-1500	31,1	29,4
Im-2mm-lat-sbe-am-1000	35,2	32,5

4.2 Spannung

Die Spannung ist die einwirkende Kraft pro Fläche in $\text{N/mm}^2 = \text{MPa}$. Die folgenden Abbildungen zeigen die Verteilung der eingeleiteten Kraft im kortikalen Knochen der klinischen und idealisierten Modelle zu unterschiedlichen Belastungszeitpunkten (Abb. 15 bis 24). In allen Modellen traten die größten Spannungen in der jeweiligen Implantatbohrung und unmittelbarer Nähe dazu auf. In den Modellen mit einer ausschließlichen Implantatinsertion im Stadium der Osseointegration traten Spannungen bis 172 MPa auf, in den Modellen mit einer internen SBE bis 122 MPa und in dem Modell mit einer lateralen SBE bis 356 MPa. Bei Sofortbelastung der Implantate nach ausschließlicher Implantation konnten Spannungen bis 723 MPa registriert werden. Generell lagen die maximalen Spannungswerte bei Sofortbelastung der Implantate deutlich höher als bei knöcherner Einheilung der jeweiligen Implantate (s. Tab. 10 und 11).

Abhängig von der Wahl der AM-Eigenschaften bei Osseointegration des Implantats änderten sich auch hier die maximal messbaren Spannungen im Modell (s. Tab. 11). Je geringer der E-Modul eingestellt wurde und damit weniger kompakt der Knochen, desto höher waren die in der Kortikalis auftretenden Spannungen.

Bei Wahl des 7 mm langen Implantats anstelle des 9 mm langen Implantats in Kombination mit einer internen SBE in der gleichen Operationsregion zeigte sich, dass sich in dem Modell mit dem kürzeren Implantat höhere Spannungen entwickelten als in dem Modell mit dem längeren Implantat (s. Tab. 10). Dies galt ebenso für die kürzeren Implantate bei Sofortbelastung. Zusätzlich konnten seitenabhängig größere Spannungen in den klinischen Modellen der rechten Kieferhälfte, unabhängig vom Belastungszeitpunkt, ermittelt werden als in den Modellen der Gegenseite. Dort wurde jeweils der Zahn 13 entfernt, der Knochen jedoch nicht aufgefüllt, sodass sich höhere Spannungen entwickelten.

In den idealisierten Modellen mit unterschiedlicher RKH aber jeweils gleicher Implantatlänge (9 mm) verhielten sich Knochenhöhe und Spannung nicht stringent umgekehrt proportional zueinander. Allerdings konnten höhere Spannungen in den Modellen mit einer RKH von 4 mm und 6 mm im Vergleich zu den Modellen mit einer RKH von 8 mm und 10 mm bestimmt werden (s. Tab. 11). Die Spannung in dem Modell der lateralen SBE lag mit bis zu 356 MPa bei einer RKH von 2 mm oberhalb der Werte, die in den übrigen idealisierten Modellen ermittelt wurden.

Die lateralen Darstellungen der auf Höhe der Implantate durchgeschnittenen Modelle erlauben den Einblick in die Spannungsverteilung im inneren kortikalen Knochen (s. Abb. 15, 17, 19, 21 und 23). Ausgehend von den Implantatbohrungen mit den größten Spannungswerten traten in der Kortikalis inselförmig verteilte Spannungsflächen bis 30 MPa auf, die sich in den idealisierten Modellen bis zum frontalen und dorsalen Modellrand und in den klinischen Modellen zusätzlich bis zum kranialen Modellrand ausdehnten. In den klinischen Modellen zeigte sich zudem, dass sich kranial der Implantatbohrung Spannungen im Kieferhöhlenboden parallel zur Schneiderschen Membran ausbreiteten, die teilweise an den kranialen Modellrand reichten. In den Alveolen des entfernten Zahns 13 der Modelle Km-014-L7 und Km-014-L9 breiteten sich die Spannungen in der jeweiligen Alveoleninnenkortikalis großflächig aus.

An den Außenseiten der Modelle erstreckten sich die Spannungen in der Kortikalis, ausgehend von den jeweiligen Implantatbohrungen, unterschiedlich weit nach lateral und medial, aber immer großflächig, nach dorsal und frontal und reichten oftmals an den kranialen Modellrand heran (s. Abb. 16, 18, 20, 22 und 24). An den Modellrändern kam es zu einem Anstieg der Spannung.

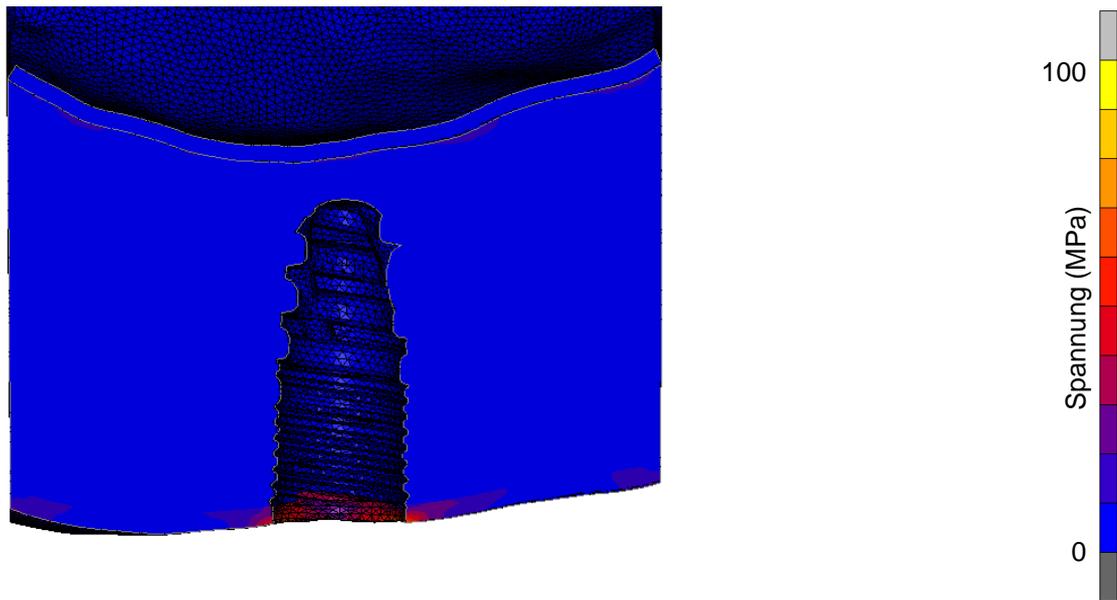


Abb. 15: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Die laterale Darstellung des auf Höhe des Implantats durchgeschnittenen Modells Im-10mm ermöglicht die Ansicht der in der Kortikalis auftretenden Spannungen, die sich vor allem in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu zeigen. Das Implantat ist ausgeblendet. Die Skala am rechten Bildrand gibt die farbkodierte Spannung im Modell an. Sie gilt für alle nachfolgenden Abbildungen, wobei die Skalierung variiert.

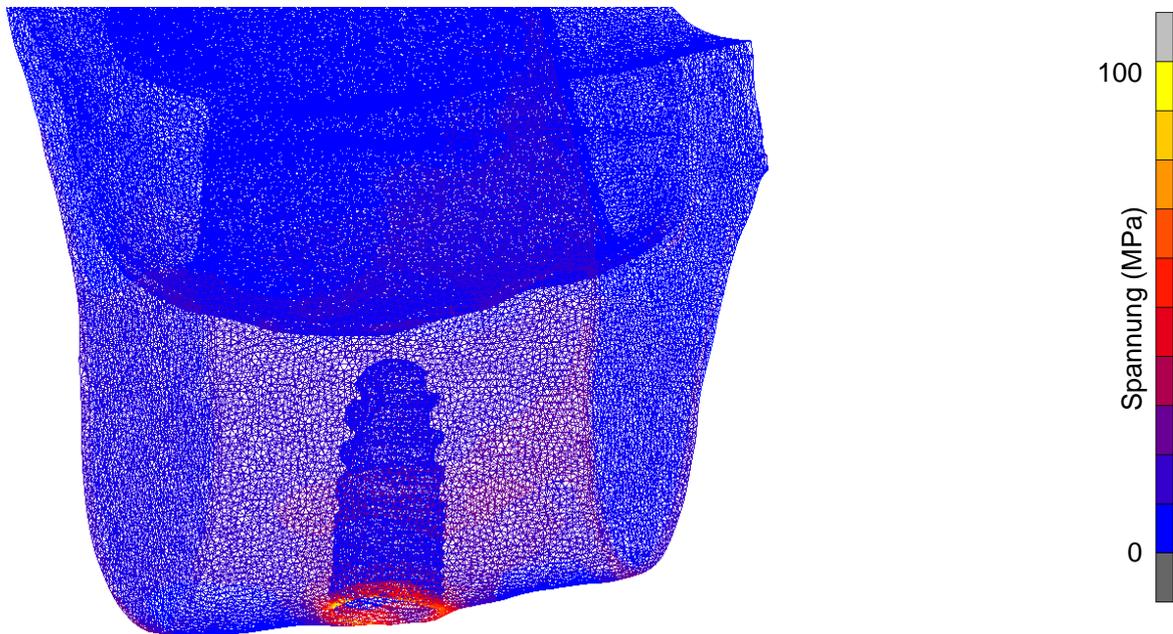


Abb. 16: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Die gitterartige Zeichnung der Elemente des Modells Im-10mm verdeutlichen die in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu auftretenden hohen Spannungen und die Verteilung der Spannungen auf der lateralen Außenseite des Modells. Das Implantat ist nicht dargestellt.

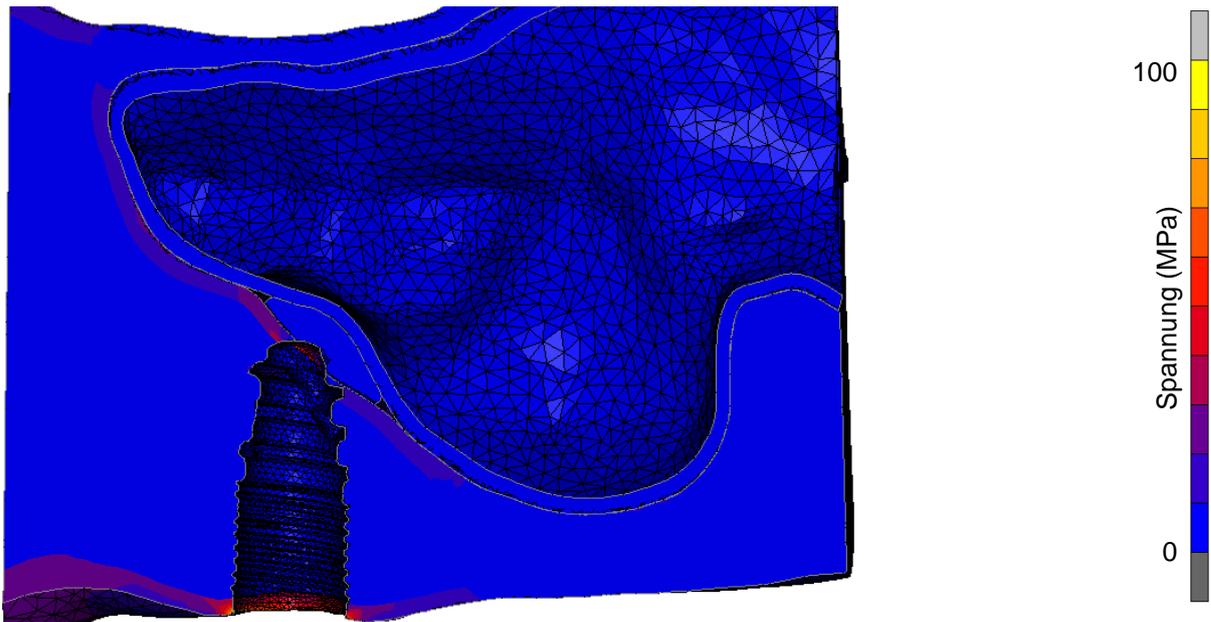


Abb. 17: Schnittbild des Modells Km-025-L9. Die Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N wird farblich wiedergegeben. Die laterale Darstellung des auf Höhe des Implantats durchgeschnittenen Modells ermöglicht die Ansicht der in der Kortikalis auftretenden Spannungen, die sich vor allem in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu zeigen. Das Implantat ist ausgeblendet.

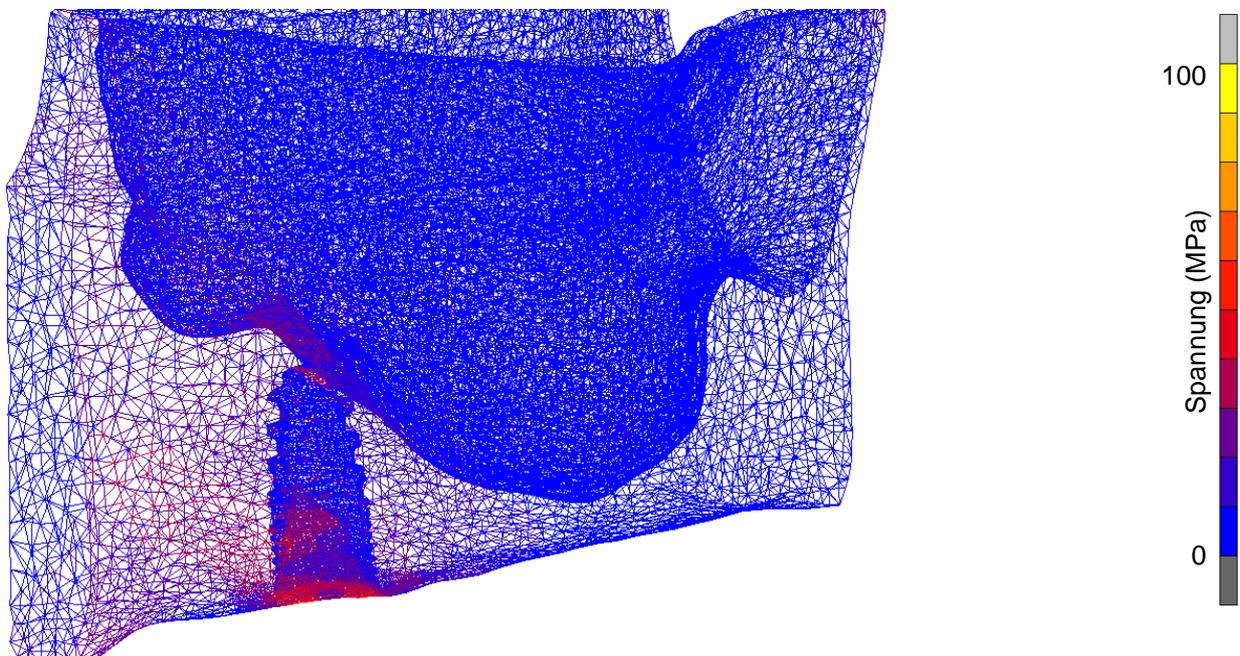


Abb. 18: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Die gitterartige Zeichnung der Elemente des Modells Km-025-L9 verdeutlichen die in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu auftretenden hohen Spannungen und die Verteilung der Spannungen auf der lateralen Außenseite des Modells. Das Implantat ist nicht dargestellt.

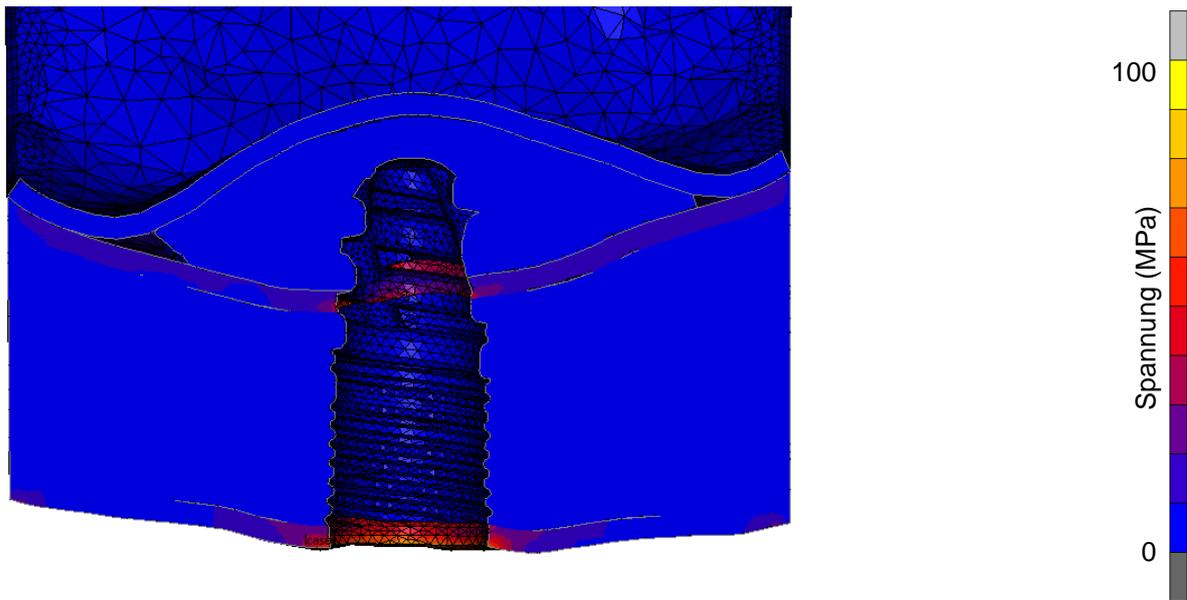


Abb. 19: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Die laterale Darstellung des auf Höhe des Implantats durchgeschnittenen Modells Im-6mm-int-sbe-am-1500 ermöglicht die Ansicht der in der Kortikalis auftretenden Spannungen, die sich vor allem in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu zeigen. Das Implantat wird nicht gezeigt.

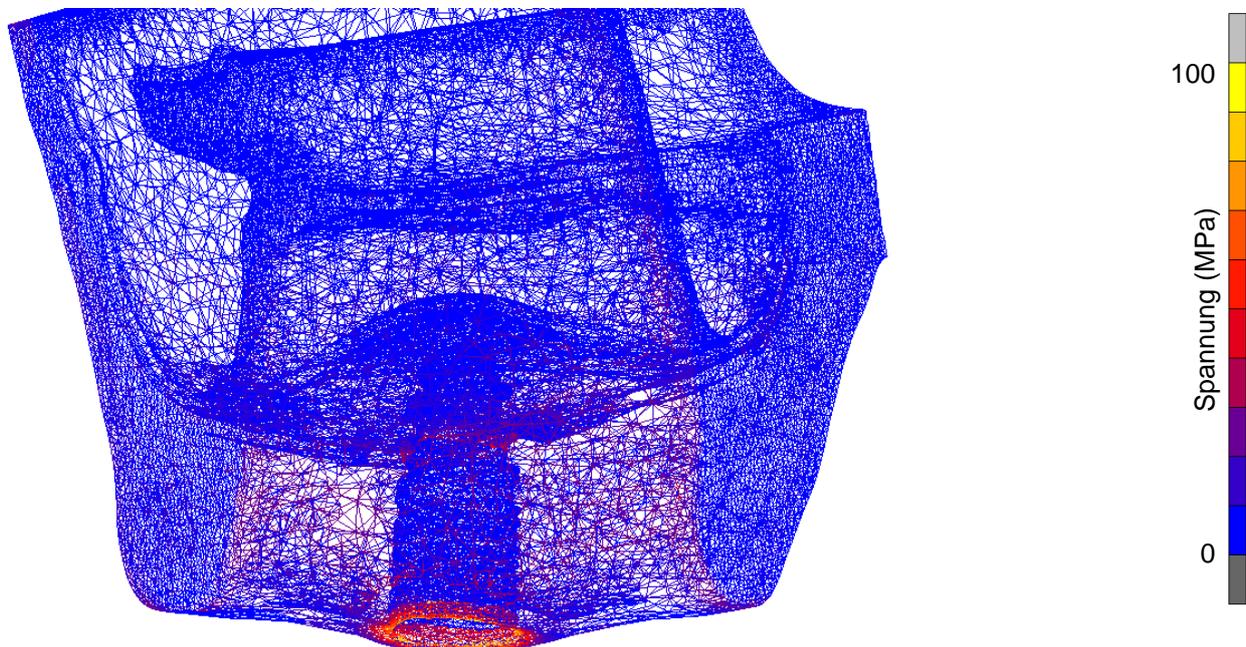


Abb. 20: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Die gitterartige Zeichnung der Elemente des Modells Im-6mm-int-sbe-am-1500 verdeutlichen die in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu auftretenden hohen Spannungen und die Verteilung der Spannungen auf der lateralen Außenseite des Modells. Das Implantat ist ausgeblendet.

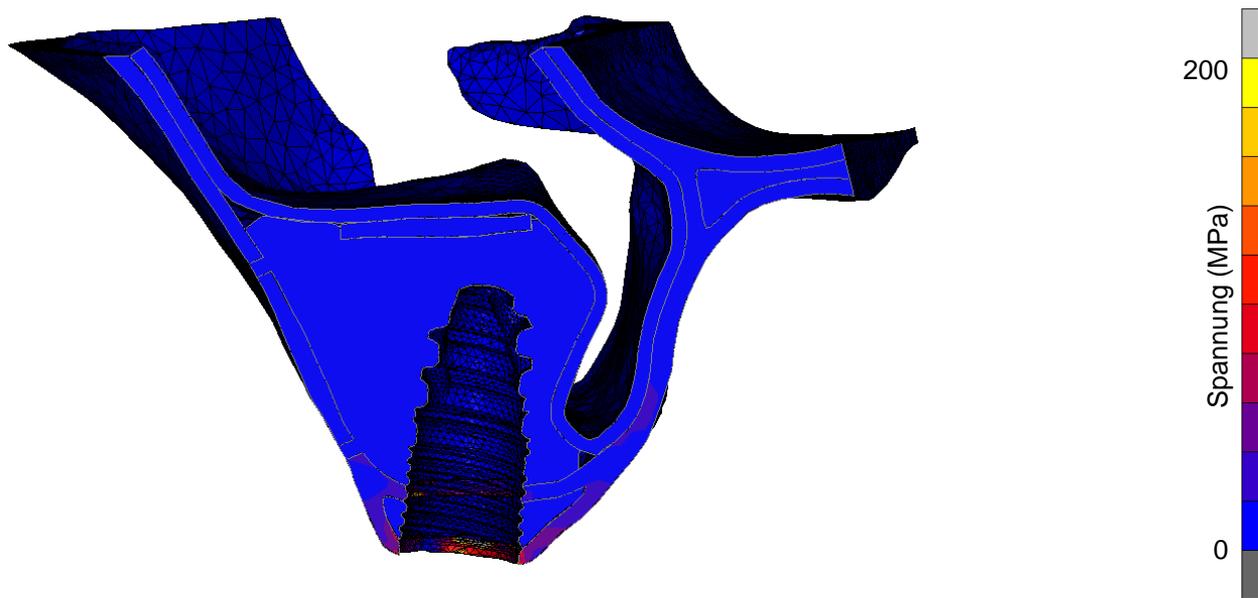


Abb. 21: Schnittbild des Modells Im-2mm-lat-sbe-am-1000. Die Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N wird farblich wiedergegeben. Die frontale Darstellung des Modells und der Schnitt auf Höhe des Implantats ermöglichen die Ansicht der in der Kortikalis auftretenden Spannungen. Sie zeigen sich vor allem in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu. Das Implantat ist nicht dargestellt.

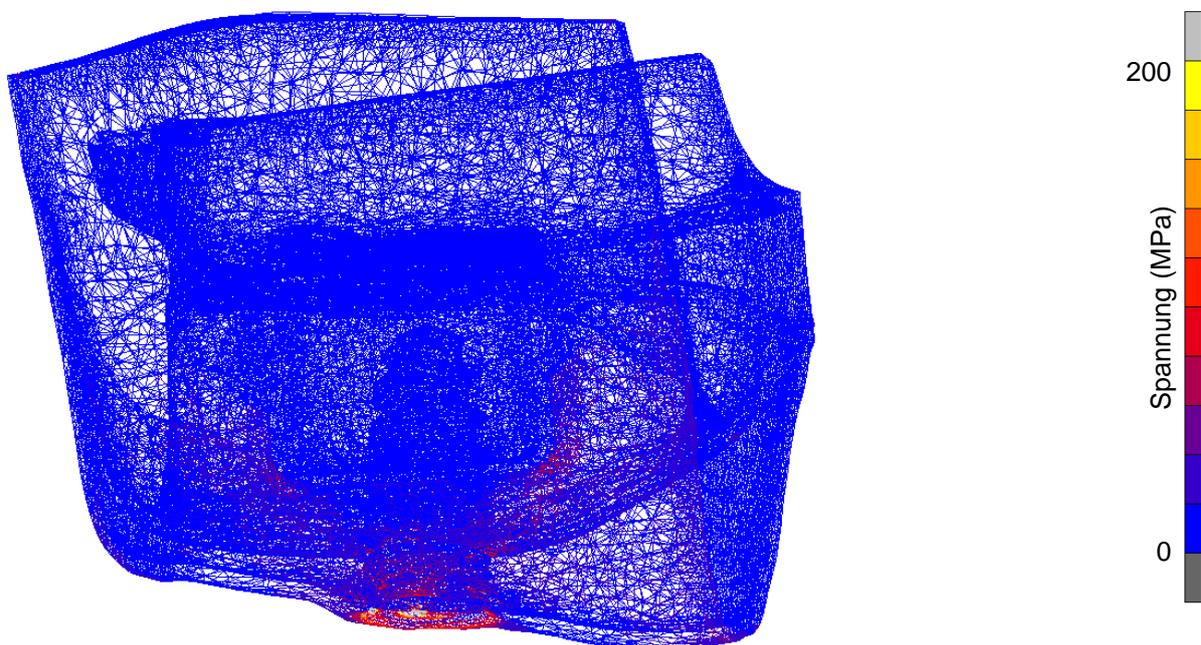


Abb. 22: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Die gitterartige Zeichnung der Elemente des Modells Im-2mm-lat-sbe-am-1000 verdeutlichen die in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu auftretenden hohen Spannungen und die Verteilung der Spannungen auf der lateralen Außenseite des Modells. Das Implantat wird nicht gezeigt.

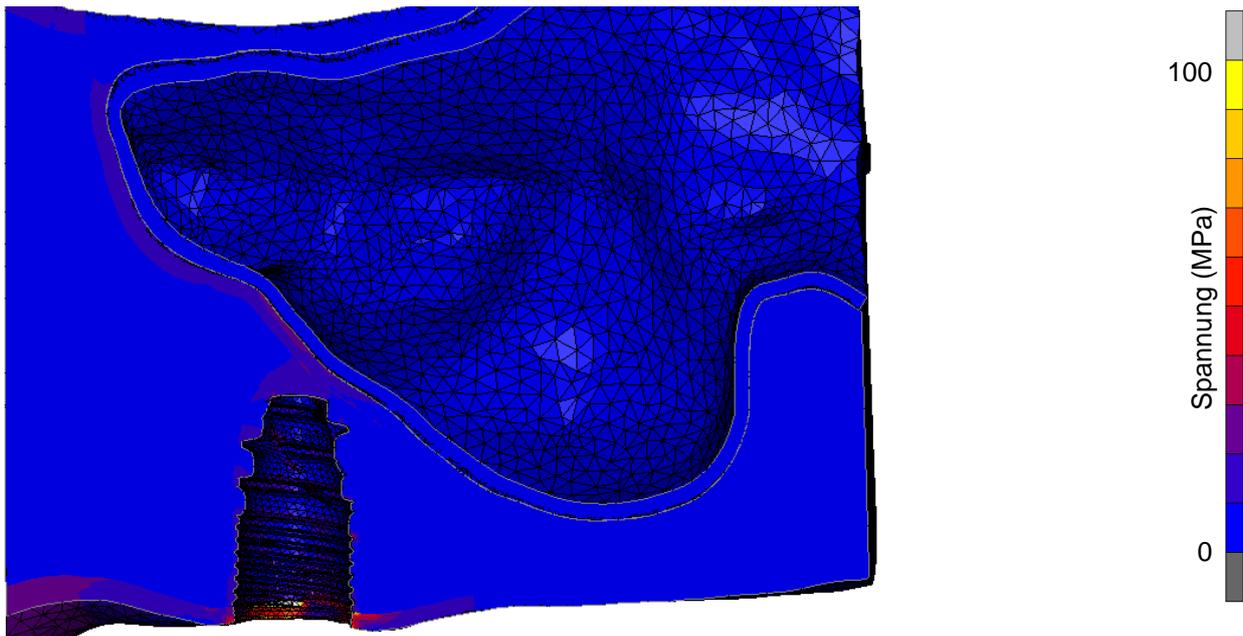


Abb. 23: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Sofortbelastung des Implantats mit 500 N. Die laterale Darstellung des geteilten Modells Km-025-L7 ermöglicht die Ansicht der in der Kortikalis auftretenden Spannungen. Sie zeigen sich vor allem in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu. Das Implantat ist ausgeblendet.

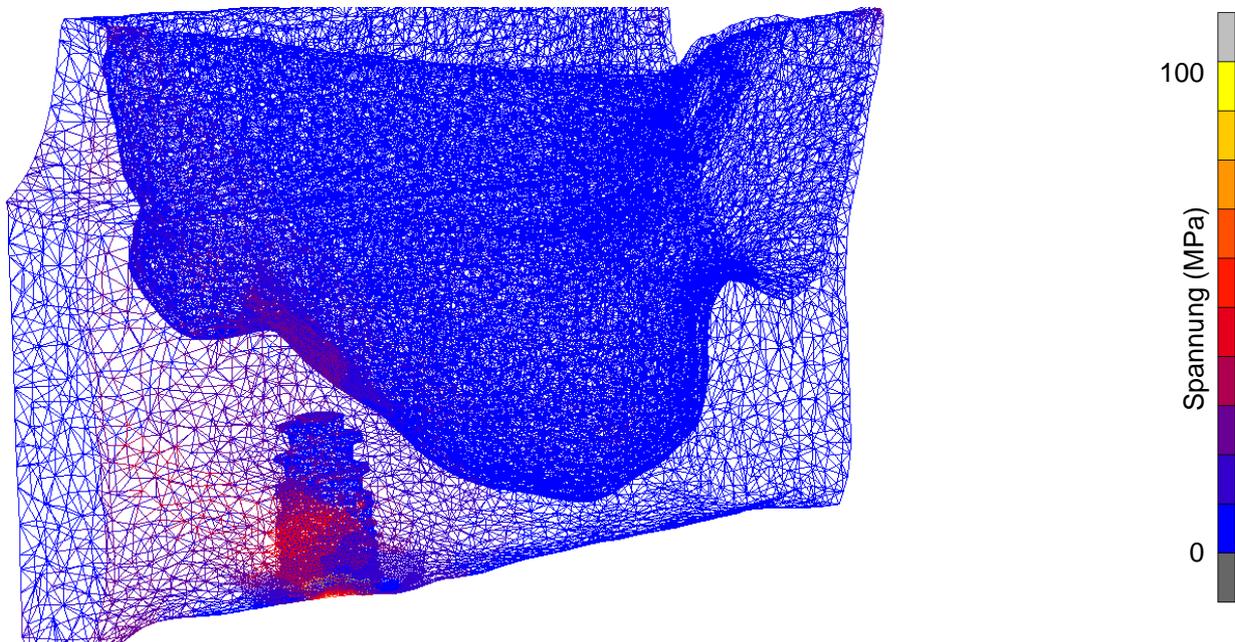


Abb. 24: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Sofortbelastung des Implantats mit 500 N. Die gitterartige Zeichnung der Elemente des Modells Km-025-L7 verdeutlichen die in der Implantatbohrung und in unmittelbarer Nähe dazu auftretenden hohen Spannungen und die Verteilung der Spannungen auf der lateralen Außenseite des Modells. Das Implantat ist nicht dargestellt.

Tab. 10: Maximale Spannung im kortikalen Knochen der klinischen Modelle bei einer Implantatbelastung mit 500 N (Modellabkürzungen s. Tab. 2 und Kapitel 3.1.2). Der markierte Wert stellt eine Extrapolation dar.

Modell/Situation	Spannung in der Kortikalis (MPa)
Km-014-L7	172
Km-014-L7, Sofortbelastung	723*
Km-014-L9	117
Km-025-L7	136
Km-025-L7, Sofortbelastung	531
Km-025-L9	101

Tab. 11: Maximale Spannung im kortikalen Knochen der idealisierten Modelle bei einer Implantatbelastung mit 500 N. (Modellabkürzungen s. Tab. 3 und Kapitel 3.1.3).

Modell/Situation	Spannung in der Kortikalis (MPa)
Im-10mm	102
Im-10mm, Sofortbelastung	485
Im-8mm-int-sbe	98
Im-6mm-int-sbe-am-2000	107
Im-6mm-int-sbe-am-1500	109
Im-6mm-int-sbe-am-1000	112
Im-4mm-int-sbe-am-2000	110
Im-4mm-int-sbe-am-1500	116
Im-4mm-int-sbe-am-1000	122
Im-2mm-lat-sbe-am-2000	338
Im-2mm-lat-sbe-am-1500	348
Im-2mm-lat-sbe-am-1000	356

4.3 Verzerrung

Die Verzerrung gibt das Verhältnis einer Längenänderung zur Ausgangslänge an und ist eine dimensionslose Größe. Der Übersicht halber wird allerdings oft die Einheit Strain verwendet, wobei ein Strain 1.000.000 Mikrostrain sind. Ein Strain entspricht einer Längenänderung von 100%. Die Verzerrung ist neben der einwirkenden Kraft auch abhängig von den Materialeigenschaften eines Gewebes (E-Modul). In den vorliegenden Situationen sind die Verzerrungen im spongiösen Knochen, dem Augmentationsmaterial und der Schneiderschen Membran zu betrachten. Dadurch, dass die in den klinischen Modellen, den Modellen der Sofortbelastung und die in dem Modell der lateralen SBE auftretenden Verzerrungen teilweise deutlich über den Werten, die in den übrigen idealisierten Modellen ermittelt werden konnten, lagen, musste für jene Modelle zusätzlich eine andere Skalierung gewählt werden (0 bis 10.000 μ strain, s. Abb. 26a, 27b und 29).

Die größten Verzerrungen in der Spongiosa bei knöcherner Einheilung des Implantats traten in dem Modell Km-014-L7 mit einem Wert von 26.850 μ strain (ausschließliche Implantatbelastung) auf. Die geringsten Verzerrungen in der Spongiosa zeigten sich nach interner SBE ohne Einbringen von AM in der Region 014 und einer gewählten Implantatlänge von 9 mm (8.566 μ strain). Bei Sofortbelastung des Implantats konnten Verzerrungen in der Spongiosa bis zu 63.800 μ strain (Km-025-L7) registriert werden. Generell wiesen die Modelle nach Sofortbelastung deutlich höhere Werte auf als nach knöcherner Einheilung der Implantate (s. Tab. 12 und 13).

Die schon bei der Verschiebung und Spannung beschriebene umgekehrte Proportionalität zwischen dem E-Modul des AMs und dem betrachteten Parameter bei Osseointegration zeigte sich auch bei Beurteilung der Verzerrungswerte in der Spongiosa (s. Tab. 13). Die Verzerrungswerte in dem AM des Modells Im-4mm-int-sbe und in der Membran des Modells Im-6mm-int-sbe weisen dieses Merkmal ebenfalls auf (s. Tab. 13).

In den klinischen Modellen ließen sich, genau wie bei der Spannung und unabhängig vom Belastungszeitpunkt des Implantats, größere Werte in der rechten Kieferhälfte bestimmen. Sie traten dort im spongiösen Knochen besonders in dem Bereich mesial der Implantatbohrung sowie distal und apikal der Alveole des Zahnes 013 auf (s. Abb. 25, 26a und 27). Den Modellen nach knöcherner Einheilung des Implantats gemein ist, dass die größten Verzerrungen in der Nähe der Implantatbohrung und/oder in den breiteren

Gewindeschnitten der Implantatbohrung auftraten. In den idealisierten Modellen konnten jedoch deutlich gleichmäßigere Verzerrungen in den Gewindeschnitten festgestellt werden (s. Abb. 26b, 28 und 29b) als in den klinischen Modellen. Die Angulation der Implantate in diesen Modellen und die demnach in Relation zum Knochen schrägere Krafteinleitung scheint die Erklärung dafür zu sein. Die Verzerrungen nehmen in den idealisierten Modellen, mit Ausnahme des Modells mit einer RKH von 2 mm, zudem gleichmäßiger nach frontal und dorsal ab und erreichen an den Modellrändern geringere Werte als in den klinischen Modellen (s. Abb. 25 bis 29). Dieses Verteilungsmuster lässt sich auch bei Sofortbelastung in den klinischen Modellen im Vergleich zu dem idealisierten Modell Im-10mm feststellen.

Nach Sofortbelastung der Implantate konnten innerhalb der Gewindeschnitte im spongiösen Knochen darüber hinaus jedoch deutlich mehr Verzerrungen als bei Osseointegration der Implantate festgestellt werden, die zudem ungleichmäßiger verteilt auftraten. Dabei wurden die größten Verzerrungen an den Kontaktbereichen zwischen der Spanfräsung im Knochen und den damit in Verbindung stehenden Anteilen des Implantats ermittelt. Außerdem breiteten sich die Verzerrungen deutlicher nach kranial (entsprechend der Belastungsrichtung) aus (s. Abb. 29b) als bei knöcherner Einheilung der Implantate.

Die von der Implantatbohrung ausgehenden Verzerrungen in der Spongiosa setzten sich in Höhe und Verbreitung in dem jeweilig angrenzenden AM und der Schneiderschen Membran fort. Die Spanne der Verzerrungen in dem Material (AM oder Eigenknochen) zwischen Kieferhöhlenboden und Schneiderscher Membran reicht von 2.217 μ strain nach interner SBE ohne zusätzliches Einbringen von AM (Modell Km-025-L9) bis 15.430 μ strain nach lateraler SBE mit Einbringen von AM (Modell Im-2mm-lat-sbe-am-1000).

Es zeigten sich auch in den Augmentationsmaterialien höhere Verzerrungswerte in den Gewindeschnitten und demnach mit Entfernung zum Implantat abnehmende Werte. In den idealisierten Modellen erfolgte diese Abnahme gleichmäßig, in den klinischen Modellen wiesen die Augmentationsmaterialien Verzerrungen lediglich im mesialen Anteil auf. Dies entspricht den Verteilungen der Verzerrungen in der Spongiosa.

In der Membran ließen sich nach knöcherner Einheilung der Implantate Verzerrungen von 1.965 μ strain, nach ausschließlicher Implantation in Regio 025 eines 7 mm langen Implantats bis 15.290 μ strain, nach lateraler SBE in dem Modell Im-2mm-lat-sbe-am-1000

ermitteln. Nach Sofortbelastung lagen die maximalen Verzerrungswerte in der Membran zwischen 2.398 μ strain und 3.163 μ strain (s. Tab. 12 und 13).

Nach interner SBE wiesen die, in den idealisierten Modellen medial und lateral des Implantats, entstandenen Falten der Membran erhöhte Verzerrungen auf. In den klinischen Modellen zeigte sich diese Verteilung in der mesial des Implantats befindlichen Falte der Schneiderschen Membran. Abhängig von der RKH in den idealisierten Modellen erstreckten sich die Verzerrungen in der Membran unterschiedlich weit in Richtung der kranialen Modellränder, wobei mit abnehmender RKH die Verzerrungen weiter an die kranialen Modellränder heran reichten und im Modell Im-4mm-int diese stellenweise erreichten.

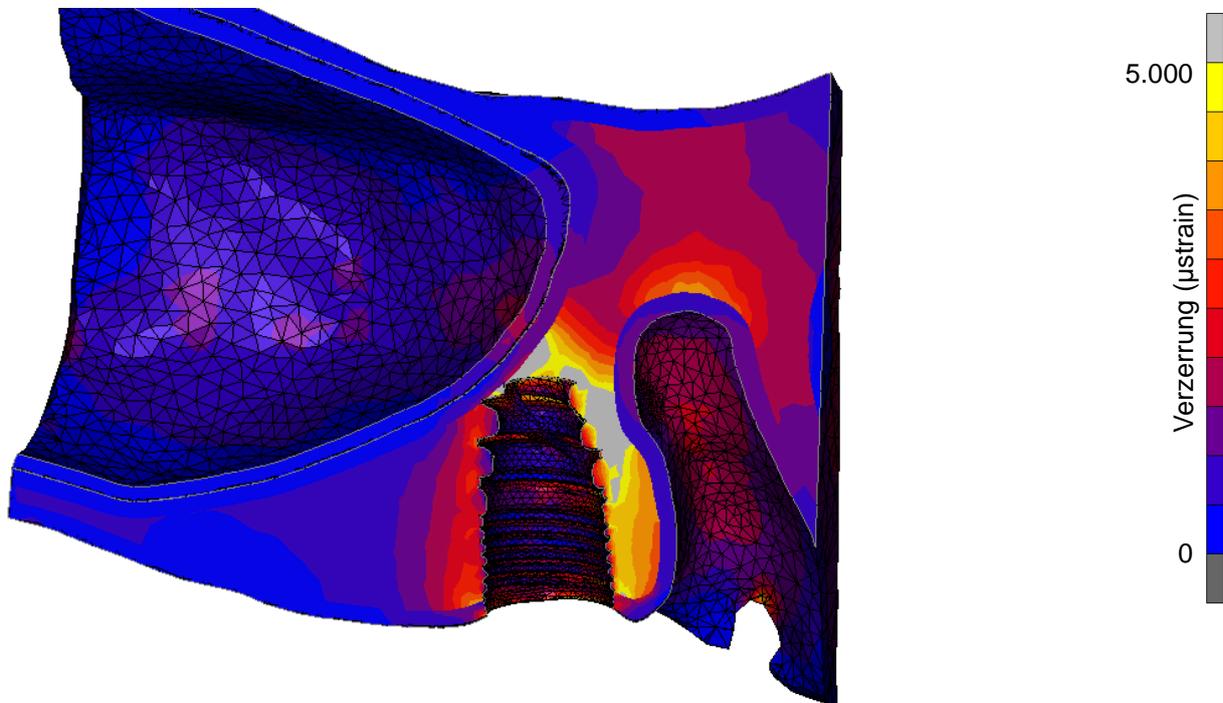


Abb. 25: Verzerrung in der Spongiosa und der Schneiderschen Membran bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Laterale Ansicht des geteilten Modells Km-014-L7. Das Implantat ist ausgeblendet, damit die in der Implantatbohrung auftretenden Verzerrungen sichtbar werden. Die Skalierung am rechten Bildrand reicht bis zu einem Wert von 5.000 μ strain. Den Wert überschreitende Verzerrungen werden dementsprechend grau eingefärbt. Durch Wahl einer Skalierung bis 7.500 μ strain in Abbildung 26a werden die Verzerrungen in diesem Bereich wiedergegeben. Deutlich werden die mesial der Implantatbohrung höheren und großflächiger auftretenden Verzerrungen im Vergleich zu den Verzerrungen distal der Implantatbohrung.

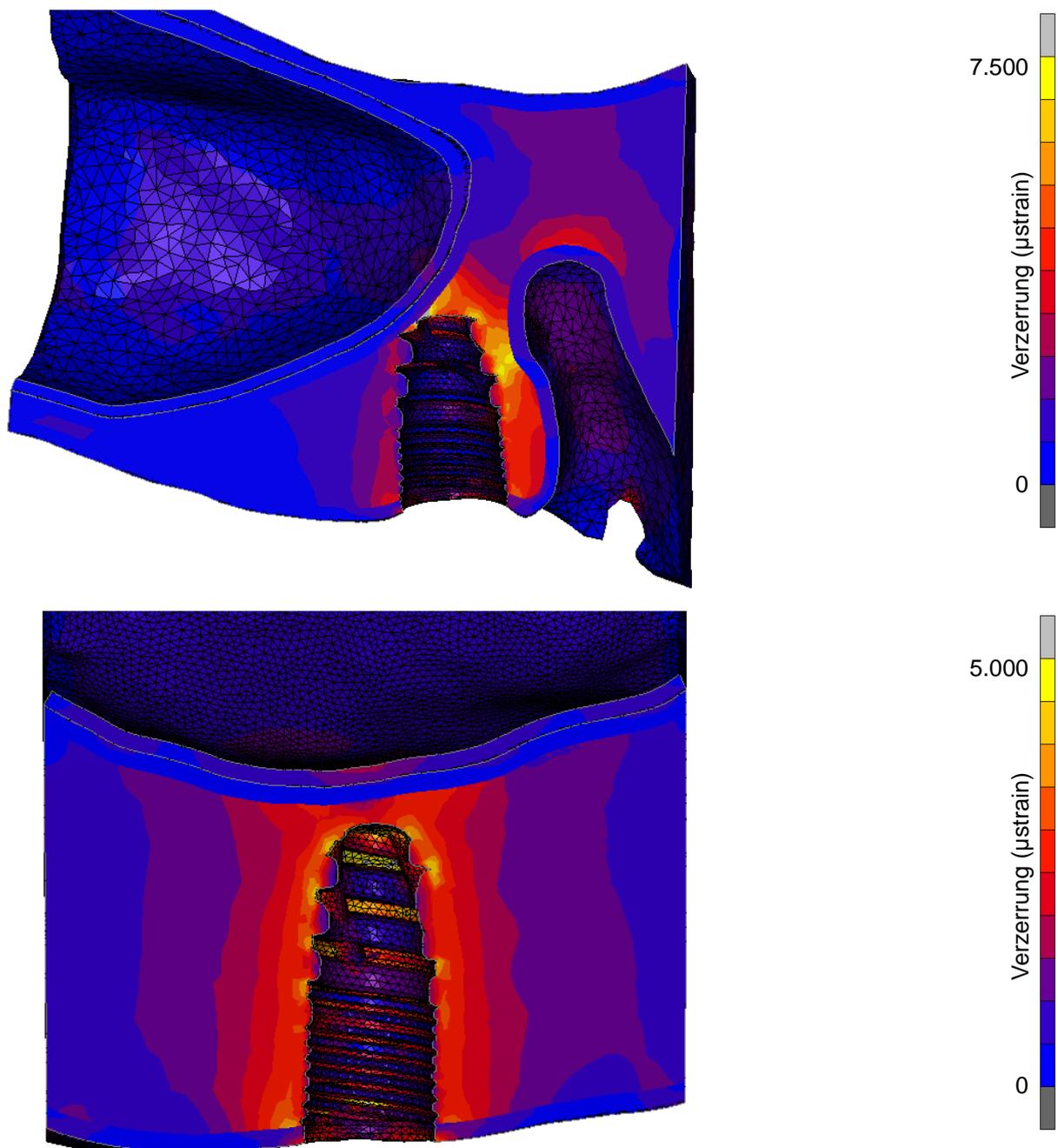


Abb. 26a (oben) und 26b (unten): Schnittbilder der Modelle Km-014-L7 (oben) und Im-10mm (unten). Die in den Modellen vorkommenden Verzerrungen nach axialer Implantatbelastung mit 500 N werden farblich dargestellt. Das jeweilige Implantat ist ausgeblendet, damit die in der Implantatbohrung auftretenden Verzerrungen sichtbar werden. Die an dem oberen rechten Bildrand befindliche Skalierung bis 7.500 μ strain erlaubt die Beurteilung der in Abbildung 25b grau eingefärbten Bereiche. Die größten Verzerrungen in der Spongiosa sind gelb eingefärbt. Deutlich werden die mesial der Implantatbohrung höheren und großflächiger auftretenden Verzerrungen im Vergleich zu den Verzerrungen distal der Implantatbohrung. In dem Modell Im-10mm (unten) präsentieren sich die großen Verzerrungen in den breiten Gewindeschnitten der Spongiosa und unmittelbarer Nähe dazu.

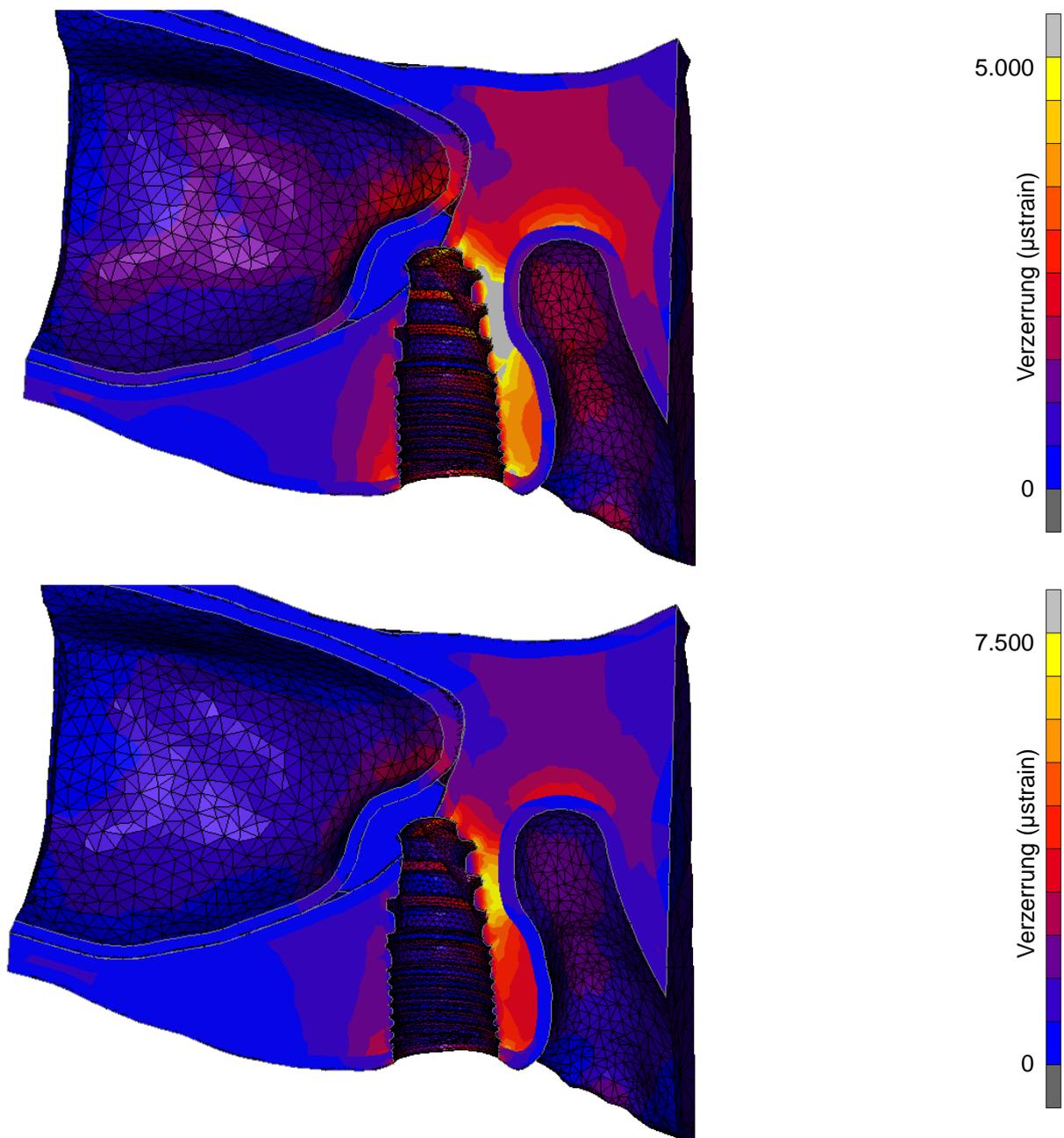


Abb. 27a (oben) und 27b (unten): Verzerrung in der Spongiosa, der Schneiderschen Membran und dem AM bei axialer Implantatbelastung mit 500 N. Laterale Ansicht des auf Höhe des Implantats durchgetrennten Modells Km-014-L9 (oben und unten). Die Implantate sind nicht dargestellt, damit die in der jeweiligen Implantatbohrung auftretenden Verzerrungen sichtbar werden. Die Skalierung am oberen rechten Bildrand reicht bis zu einem Wert von 5.000 μstrain . Den Wert überschreitende Verzerrungen werden dementsprechend grau eingefärbt. In der unteren Abbildung ermöglicht die Skalierung bis 7.500 μstrain die Beurteilung der in der oberen Abbildung grau eingefärbten Bereiche. Die medial der Implantatbohrungen höheren und großflächiger auftretenden Verzerrungen im Vergleich zu den Verzerrungen distal der Implantatbohrungen werden deutlich.

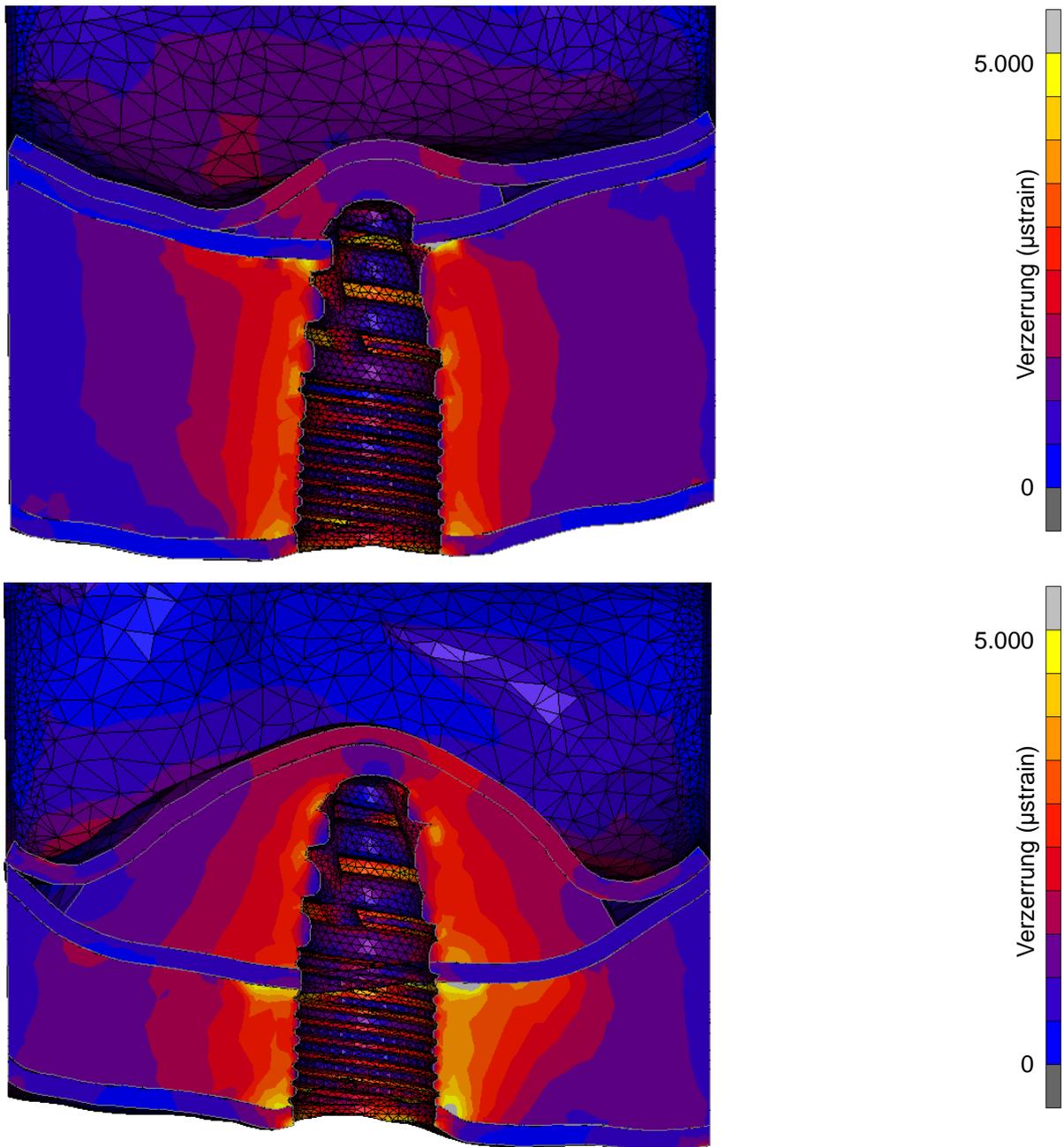


Abb. 28a (oben) und 28b (unten): Schnittbilder der Modelle Im-8mm-int-sbe (oben) und Im-4mm-int-sbe-am-1000 (unten). Die in den Modellen vorkommenden Verzerrungen nach axialer Implantatbelastung mit 500 N werden farblich dargestellt. Das jeweilige Implantat ist ausgeblendet, damit die in der Implantatbohrung auftretenden Verzerrungen sichtbar werden. Die Skalierungen an den rechten Bildrändern reichen bis zu einem Wert von 5.000 μstrain . Den Wert überschreitende Verzerrungen werden dementsprechend grau eingefärbt.

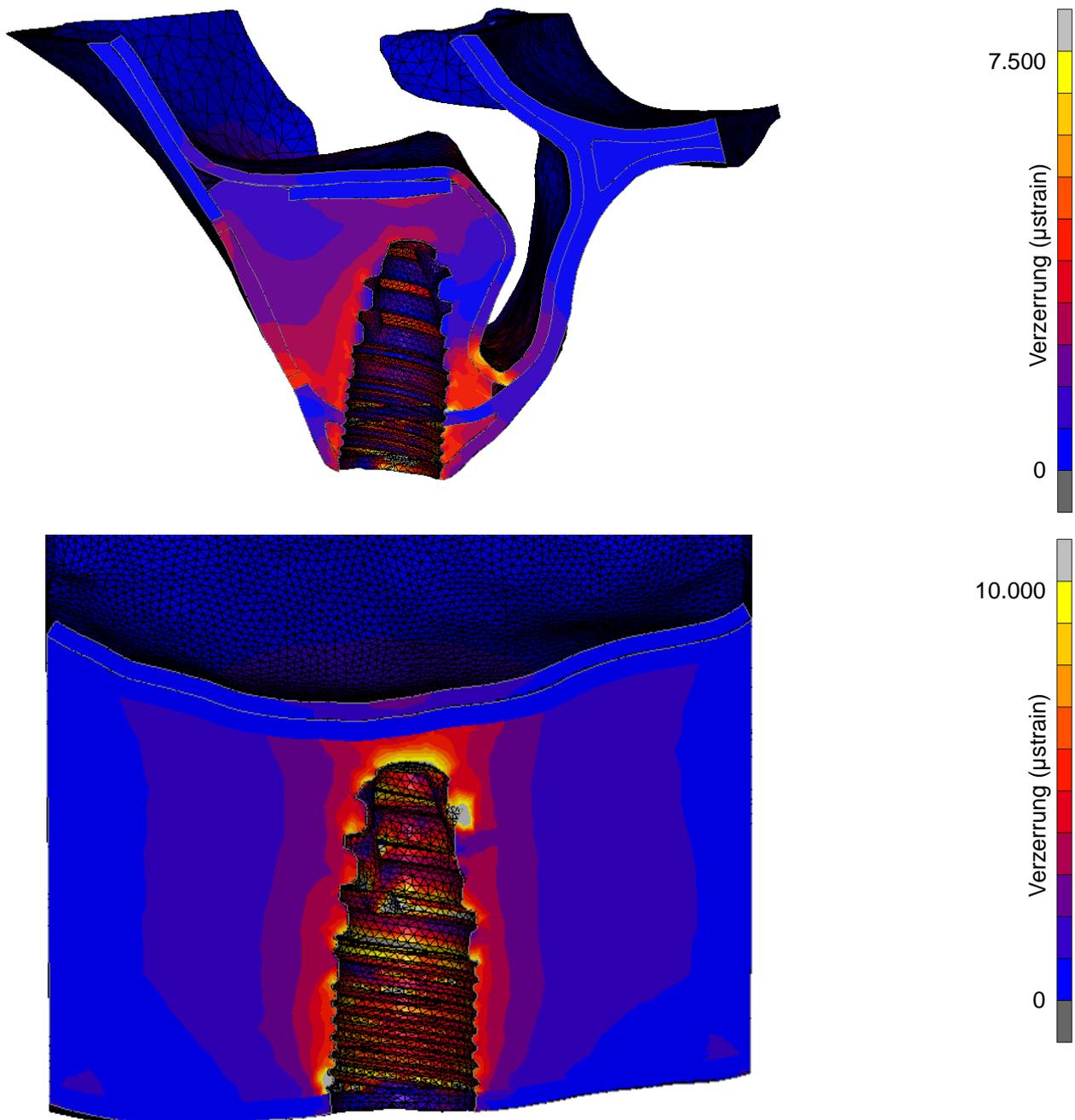


Abb. 29a (oben) und 29b (unten): Schnittbilder der Modelle Im-2mm-lat-sbe-am-1000 (oben) und Im-10mm (unten). Die in den Modellen vorkommenden Verzerrungen nach axialer Implantatbelastung mit 500 N nach erfolgreicher Osseointegration (Abb. 29a) und Sofortbelastung des Implantats (Abb. 29b) werden farblich dargestellt. Die Implantate sind ausgeblendet, damit die in den Implantatbohrungen auftretenden Verzerrungen sichtbar werden. Die Skalierung an dem oberen rechten Bildrand reicht bis zu einem Wert von 7.500 μ strain, die der unteren Abbildung bis 10.000 μ strain. Den Wert überschreitende Verzerrungen werden grau eingefärbt.

Tab. 12: Verzerrung in der Spongiosa, im Augmentationsmaterial (AM) und der Schneiderschen Membran in den klinischen Modellen bei einer Implantatbelastung mit 500 N (Modellabkürzungen s. Tab. 2 und Kapitel 3.1.2). Die markierten Werte stellen Extrapolationen dar.

Modell/Situation	Verzerrung in der Spongiosa (μ strain)	Verzerrung im AM (μ strain)	Verzerrung in der Membran (μ strain)
Km-014-L7	26.850		3.029
Km-014-L7, Sofortbelastung	42.657*		3.163*
Km-014-L9	18.940	2.924	3.036
Km-025-L7	8.566		1.965
Km-025-L7, Sofortbelastung	63.800		2.398
Km-025-L9	11.350	2.217	2.053

Tab. 13: Verzerrung in der Spongiosa, im Augmentationsmaterial (AM) und der Schneiderschen Membran in den idealisierten Modellen bei einer Implantatbelastung mit 500 N (Modellabkürzungen s. Tab. 3 und Kapitel 3.1.3).

Modell/Situation	Verzerrung in der Spongiosa (μ strain)	Verzerrung im AM (μ strain)	Verzerrung in der Membran (μ strain)
Im-10mm	10.870		2.164
Im-10-mm, Sofortbelastung	39.680		3.134
Im-8mm-int-sbe	10.870	2.973	3.790
Im-6mm-int-sbe-am-2000	8.992	9.323	3.453
Im-6mm-int-sbe-am-1500	9.259	3.994	4.072
Im-6mm-int-sbe-am-1000	9.576	9.822	4.091
Im-4mm-int-sbe-am-2000	10.390	3.818	5.309
Im-4mm-int-sbe-am-1500	10.830	4.329	5.329
Im-4mm-int-sbe-am-1000	11.380	5.010	5.302
Im-2mm-lat-sbe-am-2000	22.690	14.130	12.270
Im-2mm-lat-sbe-am-1500	23.690	12.130	13.550
Im-2mm-lat-sbe-am-1000	24.120	15.430	15.290

5. Diskussion

Im Folgenden werden im Rahmen der Diskussion von Material und Methode die FEM und Modellerstellung analysiert, die gewonnenen Ergebnisse diskutiert, in die Literatur eingeordnet und bewertet sowie klinische Schlussfolgerungen gezogen.

5.1 Material und Methode

5.1.1 Allgemeine Diskussion der FEM

Wie bereits in Kapitel 1.8 beschrieben, ist die FEM eine etablierte Methode zur Simulation verschiedener Belastungen in unterschiedlichen Fachbereichen und eignet sich ebenfalls sehr gut für die Erforschung der komplexen Belastungssituationen im Mund. Aufgrund der Zerlegung eines Modells in eine finite, also endliche, Anzahl von Elementen und dadurch erreichbare Vereinfachung einer vielschichtigen Situation, kann die FEM die Realität nicht im Gesamten nachstellen und ist daher immer kritisch als eine Näherung an die tatsächliche Situation zu betrachten. Wilhelm bemerkte in ihrer Arbeit über die Biomechanik dentaler Kurzimplantate, dass sich numerische Ergebnisse teilweise deutlich von den experimentell gewonnenen Ergebnissen unterscheiden (Wilhelm, 2015). Die Forderung nach Überprüfung der gewonnenen Ergebnisse durch experimentelle Untersuchungen und Untermuerung durch klinische Studien ist daher in Einzelfällen durchaus sinnvoll (Schneider, 2017; Wilhelm, 2015).

5.1.2 Spezielle Modelldiskussion

5.1.2.1 Rahmenbedingungen

Im Sinne einer Vereinfachung der Situationen und einer dadurch ermöglichten Berechnung der Belastungen fanden die umgebenden anatomischen Strukturen, wie zum Beispiel die Kiefergelenke, Gingiva, Muskulatur, Gefäße und Nerven, keine Berücksichtigung in den Modellen. Ebenfalls unbeachtet blieb die Okklusionsgeometrie der Rest- und Gegenbeziehung sowie der prothetischen Versorgung des/-r Patienten/-in. Eine genauere

Modellierung würde jedoch bedeuten, dass sich auf eine spezifische Situation beschränkt wird, die jegliche Vergleichbarkeit ausschließt.

Die Wahl einer einzigen Operationsregion, in der die Atrophie, entsprechend dem klinischen Kenntnisstand, rückgängig gemacht wurde und in die identische Implantate in gleicher Ausrichtung positioniert wurden, ermöglicht demgegenüber den Vergleich der Ergebnisse. Die übereinstimmende Implantatausrichtung in den klinischen Modellen bietet diese Möglichkeit ebenso. Damit wird der Forderung von Renouard und Nisand entsprochen, die in ihrer 2006 veröffentlichten Übersichtsarbeit über den Einfluss von Implantatlängen und –durchmessern auf das Implantatüberleben darauf aufmerksam machten, dass kurze Implantate in einer schlechteren Knochenqualität nicht verglichen werden sollten mit längeren Implantaten, die in einem Knochen mit einer höheren Dichte und damit besseren Qualität inseriert werden. Stattdessen sollten jene in Verhältnis gesetzt werden mit der Situation nach Knochenaugmentation und Insertion eines längeren Implantats (Renouard und Nisand, 2006).

5.1.2.2 Materialparameter

Da sich in der Literatur nur wenige und stark voneinander abweichende Angaben bezüglich eines E-Moduls für das KEM Bio-Oss® finden ließen, wurde sich für einen systematischen Vergleich zwischen einem weicheren und einem kompakteren KEM, beziehungsweise Aufbaumaterial (E-Moduln von 1.000, 1.500 und 2.000 MPa) entschieden. Dabei flossen der von Kwon und Kim errechnete E-Modul von 1.690 MPa für Bio-Oss® sowie der für den spongiösen Knochen eingestellte E-Modul in die Wahl der Materialeigenschaften für das Augmentations- und Knochenersatzmaterial in der vorliegenden Arbeit mit ein (Kwon und Kim, 2006). In der Literatur fand sich außerdem kein Wert für den E-Modul der Schneiderschen Membran, sodass der für das parodontale Ligament ermittelte Wert verwendet wurde (50 MPa; Schneider, 2017). Allerdings hat die Membran aufgrund des niedrigen E-Moduls nur einen geringen Einfluss auf die Stabilität der Gesamtstruktur.

Das KEM und AM genau wie die Schneidersche Membran und der kortikale und spongiöse Knochen wurden jeweils als abstrakte, homogene Strukturen modelliert, da sich eine genauere Modellierung, wie oben bereits beschrieben, auf eine spezifische Situation beschränken würde. Zudem ist es derzeit noch nicht möglich, eine Situation im Ganzen

realistisch nachzustellen, ohne dass es zu einer erheblich längeren Rechenzeit kommt. Diese Begründungen lassen sich auch darauf übertragen, dass der Kortikalis und der Schneiderscher Membran eine jeweils einheitliche Dicke zugeschrieben wurden.

Die Frage, ob bei einer internen SBE überhaupt KEM, beziehungsweise AM, eingebracht werden soll, bleibt derzeit noch immer unbeantwortet (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 2011). Jensen und Katsuyama beschreiben in ihrem „Treatmentguide“ des ITI, dass es in einigen Fällen ausreicht, die Schneidersche Membran anzuheben und sich den entstandenen Raum zwischen Membran und Kieferhöhlenboden mit einem Koagulum füllen zu lassen. Durch dieses Vorgehen lässt sich ein Knochenzuwachs von 2 bis 3 mm erzielen. Bei darüber liegenden benötigten Knochenhöhen empfehlen die Autoren allerdings den Einsatz von Augmentationsmaterial (Jensen und Katsuyama, 2012). In dieser Arbeit wurde diese Empfehlung mit Orientierung an die von Sieper und Ratschow veröffentlichte Vorlage (s. Tab. 1) aufgegriffen und bei über 2 mm gewünschten Knochenzuwachsen auf das Einbringen von Augmentationsmaterial zurückgegriffen.

5.1.2.3 Belastungsparameter

Die gewählte Implantatbelastung mit 500 N stellt, wie in Kapitel 3.3 bereits angesprochen, einen hohen Wert im Vergleich zu den physiologisch auftretenden, maximalen Kaukräften dar (Kordaß, 2006). In der Region der ersten Molaren treten die größten Kräfte in der Mundhöhle auf. Dies begründet sich unter anderem durch die Nähe der dort befindlichen Zähne zu den kräftigen Kaumuskeln (M. masseter und M. pterygoideus medialis) und den Kiefergelenken. In der Literatur finden sich Werte für die durchschnittliche Kaukraft zwischen 150 und 300 N (Kordaß, 2006; Lehmann et al., 2011). Die maximalen Kaukräfte bei Parafunktionen, wie zum Beispiel bei exzessivem Knirschen und Pressen (Bruxismus), liegen allerdings mit durchschnittlich 500 bis 750 N deutlich höher und können in Einzelfällen sogar bis zu 1.000 N erreichen (Kordaß, 2006; Nishigawa et al., 2001). Die in der vorliegenden Arbeit gewählte Implantatbelastung stellt daher einen Wert dar, der in der Regel bei Personen mit Parafunktionen erreicht wird. Zu Vergleichbarkeitszwecken der Simulationen untereinander wurde sich dazu entschieden, auch in den Prämolarenregionen (014 und 025) diesen Wert zu wählen, wissend, dass die dort auftretenden

Kaukräfte in der Realität wahrscheinlich geringer ausfallen werden. In einem Modell führte die Implantatbelastung mit 500 N zu einer derartigen Gewebsbelastung, dass die Berechnung bei Erreichen einer Kraft von 190 N abbrach (s. Kap. 3.3). Da eine überdurchschnittlich hohe Belastung allerdings den Großteil der Fälle der in der Realität auftretenden Kaukräfte einschließt kann sie trotzdem als sinnvoll gewählt bezeichnet werden.

Die einem Seitenzahn eigene Kaufläche mit ihrem funktionell geprägten Relief ermöglicht die im besten Fall optimale Okklusion eines tragenden Höckers in die Fossa des antagonistischen Zahns (Kordaß, 2006). Allerdings okkludieren die Zähne während des Kauvorgangs nicht nur statisch und passiv in einer reinen kranial-kaudal-gerichteten Bewegung, sondern beteiligen sich an der komplexen Steuerung mastikatorischer Funktionen (Kordaß, 2006). Während der circa 12 bis 15 Kauzyklen, die dem Schlucken der Nahrung vorausgehen, durchläuft der Unterkiefer verschiedenste Bewegungen (Kombinationen aus Öffnungs- und Schließbewegungen, Latero- und Mediotrusionen sowie Pro- und Retrusionen). In den letzten Zyklen vor dem Schlucken treten darüber hinaus in 30 bis 90% der Fälle Zahnkontakte auf (Kordaß, 2006). Diese Aneinanderreihung von Kauzyklen mündet in einem für jeden Menschen individuellen Kaumuster und ist selbst bei nacheinander registrierten Kaubewegungen nicht identisch. Dies erschwert die Nachahmung einer Belastungssituation der Zähne und Implantate im Mund nicht nur, sondern würde die Vergleichbarkeit zu anderen Belastungssituationen ausschließen. Daher wurden in der vorliegenden Arbeit vergleichbare Vereinfachungen im Sinne einer rein axialen Implantatbelastung gewählt.

Neben der Krafthöhe und -richtung spielen jedoch auch die Kraftdauer und der Zeitpunkt der Implantatbelastung eine entscheidende Rolle für das biomechanische Verhalten, und letztendlich für den Erfolg, eines Implantats (Strub et al., 2011a). Der Definition der Osseointegration entsprechend, simulierte man im Rahmen dieser Arbeit eine verzögerte Belastung des Implantats, bei der sich die Implantatoberfläche in direktem, funktionellen und strukturellen, Verbund zu dem Knochen befindet (Brånemark et al., 1985). Im klinischen Alltag entspricht dies einem Stadium einer Einheilung in der Maxilla nach ungefähr sechs bis acht Monaten (Esposito et al., 2013).

Unter der sogenannten Sofortbelastung wird die Eingliederung der Suprakonstruktion innerhalb der ersten Woche nach der Implantation und die damit unmittelbar erfolgende Belastung der Implantate verstanden (Deutsche Gesellschaft für Implantologie, 2014).

Dabei besteht bei Überbelastung des Implantats in Form von Mikrobewegungen innerhalb der Einheilungsphase die Gefahr des Ausbleibens einer knöchernen Einheilung und des bindegewebigen Einschlusses des Implantats (Strub et al., 2011a; Szmukler-Moncler et al., 2000). Bis zur Einführung des „Brånemark-Protokolls“ 1977 war die Sofortbelastung weit verbreitet. Grundlage dessen war die Ansicht, dass unmittelbare Knochenstimulation den Verlust kristallinen Knochens verhindern würde (Szmukler-Moncler et al., 2000).

Im Sinne der Patienten wird heutzutage oft versucht, den Zeitraum der Einheilungsphase zu verkürzen. Durch verbesserte Implantatoberflächen, eine sorgfältige Patientenselektion und hohe Erfahrung des Operateurs ließen sich laut Esposito et al. das Risiko des Implantatverlustes minimieren, wobei die Primärstabilität des Implantats der wichtigste Faktor für eine erfolgreiche Osseointegration darstelle (Esposito et al., 2013). Für die Primärstabilität des Implantats entscheidend sind die Knochenqualität und -quantität. Der primäre Kontakt zwischen Knochen und Implantat ist bei einem dichteren Knochen dementsprechend größer als bei einem Knochen niedrigerer Qualität und führt zu einer höheren Primärstabilität und Überlebensrate des Implantats (Aktas, 2012). Dies sollte insbesondere bei Insertionen von Implantaten in den maxillären Knochen berücksichtigt werden, da dort aufgrund der überwiegend spongiösen Knochensubstanz von vornherein eine ungünstigere Voraussetzung für das Implantatüberleben herrscht.

Szmukler-Moncler et al. betonen darüber hinaus, dass die Sofortbelastung per se nicht verantwortlich sei für eine bindegewebige Einheilung des Implantats, sondern dass vielmehr das Ausmaß der Mikrobewegungen verantwortlich seien für die Knochenreparation. Mikrobewegungen zwischen 50 µm und 150 µm scheinen die erfolgreiche Osseointegration eines Implantats nicht zu stören (Szmukler-Moncler et al., 2000).

Diskutiert werden muss in besonderem Maße die Sofortbelastung längenreduzierter Implantate. Während beispielsweise Anitua in seinem 2017 veröffentlichten Review der Sofortbelastung eines im maxillären Knochen inserierten Implantats keinen negativen Einfluss auf das Implantatüberleben und den Verlust periimplantären Knochens zuschreibt, äußern sich andere Autoren zwar vorsichtiger aber dennoch ähnlich positiv (Anitua, 2017). Alvira-González et al. erachten die Sofortbelastung kurzer Implantate als geeignete Behandlungsalternative bei Freundsituationen und starker Knochenresorption, besonders, wenn sie mit längeren Implantaten verblockt werden (Alvira-González et al., 2015). Ein positives Fazit ziehen ebenfalls Ayna et al. und Degidi et al., berichten allerdings auch

von einem erhöhten marginalen Knochenverlust bei Sofortbelastung kurzer Implantate (Ayna et al., 2019; Degidi et al., 2007). Beachtenswert ist in dem Zusammenhang, dass bisher keine Leitlinie verfügbar ist, die in der Einschätzung der Sofortbelastung kurzer Implantate richtungweisend ist. Dies mag daran liegen, dass bisher keine langfristigen Studien den Vor- oder Nachteil dieses Verfahrens belegen können. Dies führt zu der Forderung, dass man die positiven Äußerungen zum Implantatüberleben nach Sofortimplantation vorsichtig und kritisch betrachten sollte (Esposito et al., 2013).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Bei Betrachtung der Ergebnisse zeigen sich viele Gemeinsamkeiten innerhalb der Modelle nach Osseointegration und nach Sofortbelastung, aber auch einige Unterschiede. Die Simulationen weisen ähnliche Größenverhältnisse der Maximalwerte für die Verschiebung des Implantats, die Spannung in der Kortikalis und für die Verzerrung im spongiösen Knochen, Augmentationsmaterial und der Schneiderschen Membran auf. Auffällig sind jedoch die klinischen Modelle der rechten Kieferhälfte und insbesondere die Situation nach Belastung des 7 mm langen Implantats. Es konnten dort die höchsten Maximalwerte in der Gruppe der klinischen Modelle in den Parametern Implantatverschiebung, Spannung im kortikalen Knochen und Verzerrung in der Spongiosa ermittelt werden. Der Wert für die maximale Spannung im kortikalen Knochen bei Osseointegration des Implantats liegt beispielsweise mit 172 MPa 20% über dem Wert der Gegenseite (Km-025-L7) und 40% über dem Maximalwert nach ausschließlicher Implantation eines 9 mm langen Implantats in Regio 016. Noch größer fallen die Unterschiede der Maximalwerte für die Verzerrungen im spongiösen Knochen aus. Für das klinische Modell der rechten Seite liegen die Maximalwerte nach Osseointegration des Implantats 60% über den Werten, die in den beiden anderen Modellen nach ausschließlicher Implantatbelastung festgestellt werden konnten. Bei Betrachtung der Verzerrungsverteilung im Knochen der klinischen Modelle der rechten Kieferhälfte fällt auf, dass sich die Verzerrungen im Bereich mesial und apikal der Implantatbohrung sowie distal und apikal der Alveole des Zahnes 013 konzentrieren. Da diese Verteilung in dem Ausmaß ausschließlich in diesen Modellen auftritt, lässt sich daraus schließen, dass die leere Alveole mesial der Implantatbohrung Ursache dieser Feststellungen ist. Bei einem gleichmäßig dicken, das Implantat umgebenden Knochen

findet demnach eine ausgeglichene Kraftverteilung und somit Vermeidung von Verzerungs- und Spannungsspitzen im Knochen statt. Dies kann auch in dem idealisierten Modell mit einer RKH von 2 mm beobachtet werden. Dort ist medial des Implantats eine geringere Knochenschicht vorhanden als lateral. Klinisch sollte die Auswirkung einer Implantatbelastung auf eine benachbarte Alveole berücksichtigt werden. Sie kann durch die hohen Spannungs- und Verzerrungswerte im Knochen durchaus negativ im Heilungsprozess beeinflusst werden.

Generell werden die umgebenden anatomischen Strukturen jedoch unabhängig von einer vorherigen zusätzlichen Operationsmethode (interne oder laterale SBE), weitreichend beansprucht. Da die Modelle eine Größe von ungefähr 2 cm x 2 cm x 2,5 cm haben und die Spannungen sich bis an die Modellgrenzen hin verteilen, kann davon ausgegangen werden, dass in der Realität durchaus eine Verteilung auf die ferneren Strukturen stattfinden würde.

Bei Unterscheidung der Belastungssituationen ohne das zusätzliche Einbringen von Augmentationsmaterial im Rahmen einer internen SBE von den Situationen mit Einbringen von Augmentationsmaterial bei gleichzeitig erfolgreicher Osseointegration des Implantats zeigt sich, dass abhängig vom Volumen des Materials zwischen Schneiderscher Membran und Kieferhöhlenboden die Verzerrungen (bei gleichem Einheilungsstadium) unterschiedlich hoch ausfallen. Während die Verzerrungswerte in dem „neu gebildeten“ Knochen der klinischen Modelle und dem idealisierten Modell mit einer Alveolarfortsatzhöhe von 8 mm zwischen 2.217 und 2.973 μ strain liegen, erreichen sie in den idealisierten Modellen mit den Restknochenhöhen von 4 mm und 6 mm Werte von 3.994 μ strain und 4.329 μ strain. Bei einem weniger weit eingehielten AM steigen die Verzerrungswerte deutlich an. Allerdings kann im Umkehrschluss nicht davon ausgegangen werden, dass eine fortschreitende Einheilung gleichbedeutend ist mit einer Verringerung der Verzerrungen im AM. In dem AM (E-Modul 2.000 MPa) des idealisierten Modells mit einer Alveolarfortsatzhöhe von 6 mm steigen die Maximalwerte mit 9.323 μ strain außergewöhnlich hoch an.

Bei Beurteilung der Implantatverschiebungen lässt sich eine umgekehrte Proportionalität zwischen der RKH und der maximal möglichen Implantatverschiebung nach einer Belastung mit 500 N erkennen, wobei die Verschiebung mit zunehmender Alveolarfortsatzhöhe abnimmt, das Implantat also weniger weit bewegt wird. Die RKH und die maximal messbaren Spannungen in der Kortikalis verhalten sich hingegen nicht stringent umgekehrt

proportional zueinander. Allerdings konnten höhere Maximalspannungen in den idealisierten Modellen mit einer RKH von 2 mm, 4 mm und 6 mm (E-Modul des AM jeweils 1.500 MPa) im Vergleich zu den Modellen mit einer RKH von 8 mm und 10 mm gemessen werden. Bei den Maximalwerten der Verzerrung im spongiösen Knochen zeichnet sich kein eindeutiges Verhältnismuster ab.

Der Vergleich zwischen der biomechanischen Belastung der beteiligten Strukturen nach interner und lateraler SBE zeigen einige Auffälligkeiten. Die Spannungswerte im kortikalen Knochen des Modells mit einer RKH von 2 mm liegen im Schnitt dreimal höher als in den Modellen mit einer RKH von 4 mm und 6 mm. Ebenso verhält es sich bei Betrachtung der Verzerrungswerte in der Spongiosa (im Schnitt um das zwei- bis 2,5-fache erhöht). Die maximale Implantatverschiebung des Modells nach lateraler SBE reiht sich hingegen linear in die Werte der Modelle nach interner SBE ein.

Auffällig sind zudem die, wie oben bereits angesprochen, ungleichmäßigen Verteilungen der Verschiebungen im Modell. Dies lässt sich durch die Angulation und schrägere Belastung des Implantats im Verhältnis zum umgebenden Knochen erklären.

Dadurch, dass das eingebrachte AM zudem keine einheitliche Dicke besitzt, treten im AM ebenfalls ungleichmäßigere Verzerrungen auf als in den AM der Modelle nach interner SBE.

Die Erstellung der klinischen Modelle ermöglicht den direkten Vergleich zwischen der Belastungssituation eines 7 mm langen und eines 9 mm langen Implantats bei gleicher Restknochenhöhe. Dabei zeigen die kurzen Implantate in allen betrachteten Parametern höhere Werte als die längeren Implantate. Die bereits angesprochenen, auffällig hohen Werte und deren besondere Verteilung in den Modellen der rechten Kieferhälfte verdeutlichen, wie wichtig eine gleichmäßige, qualitativ hochwertige, das Implantat umgebende Knochenschicht für das Vermeiden von Spannungs- und Verzerrungsspitzen ist. Dabei scheinen die Umstände kürzeres Implantat und benachbarte leere Alveole in dem klinischen Modell dieser Kieferhälfte gemeinsam eine deutliche Zunahme der Verschiebungs-, Spannungs- und Verzerrungswerte zu bewirken.

Allen Modellen gemein ist, dass die größten Verzerrungen in der Nähe der Implantatbohrung und/oder in den breiten Gewindeschnitten der Implantat-Bohrung auftraten. Die idealisierten Modelle weisen jedoch deutlich gleichmäßigere Verteilungen der Verzerrungen in der Implantatbohrung auf, als die klinischen Modelle. Dies mag an der im Vergleich zum

umgebenden Knochen angulierten Position der Implantate in den klinischen Modellen und der demnach schrägeren Krafteinleitung in den Knochen liegen. Diese Erkenntnisse zeigen, dass die Implantatgeometrie einen großen Einfluss auf das biomechanische Verhalten des Implantats hat.

Nach Sofortbelastung der Implantate zeigen sich deutliche Unterschiede in der biomechanischen Belastung der periimplantären Gewebe im Vergleich zu einer verzögerten Belastung nach Osseointegration. Allgemein gilt, dass die Parameter Implantatverschiebung, Spannung im kortikalen Knochen und Verzerrung in der Spongiosa deutlich höher liegen als die Werte bei verzögerter Belastung. Die Werte nach Sofortbelastung der kurzen Implantate sind darüber hinaus deutlich höher als die der längeren Implantate. Die Implantate erfahren im noch nicht eingeheliten Stadium nach axialer Krafteinleitung sowohl eine apikal gerichtete Rotation in den Gewindeschnitten des Knochens als auch eine kraniale Längsverschiebung. Die Implantate gleiten entlang der Implantatbohrungen also tiefer in den Knochen hinein.

Die Lokalisationen der in der Kortikalis auftretenden Spannungen ähneln denen bei verzögerter Implantatbelastung. Die Verteilung ist allerdings deutlich ungleichmäßiger. Ebenso verhält es sich bei der Verzerrung in der Spongiosa. Während sie sich bei der verzögerten Belastung vor allem in den breiten Gewindeschnitten und in unmittelbarer Nähe dazu zeigen, treten sie bei Sofortbelastung zusätzlich kranial der Gewindeschnitte und Implantatspitze auf. Zudem bilden sich Verzerrungsspitzen im Kontaktbereich zwischen der Spanfräsung des Implantats im Knochen und der jeweiligen Implantatanteile.

5.3 Einordnung der Ergebnisse in die Literatur

5.3.1 Die Knochenbelastung

In seiner 2003 veröffentlichten Überarbeitung der Mechanostat-Hypothese, die die Adaptation des Knochens auf mechanische Reize beschreibt, definiert Frost Grenzwerte für die Be- und Überlastung lasttragender Knochen von Wirbeltieren (Frost, 2003). Grundlage seiner Hypothese ist das 1892 von Wolff verfasste „Gesetz der Transformation der Knochen“, in dem dieser beschreibt, dass Knochen sich unter Belastung in seiner Form und Funktion anpasst und bei dauerhafter Entlastung degeneriert (Wolff, 1892).

Dieser Ansicht fügt Frost den Grenzwert von 1 bis 2 MPa, beziehungsweise 50 bis 100 μ strain, zu. Unterhalb dieser Werte findet demnach kein „Remodelling“ des Knochens statt und es kommt zu einer Atrophie. Den Bereich des Knochenumbaus definiert Frost zwischen 2 und 20 MPa oder 1.000 bis 1.500 μ strain. Oberhalb von circa 20 MPa und bis 60 MPa, beziehungsweise 3.000 μ strain, kommt es zu einer „milden“ Überlastung des Knochens, in denen sich Mikroläsionen im Knochen akkumulieren können und eine Spontanfraktur begünstigen. Bei einer Belastung des Knochens mit ungefähr 120 MPa oder 25.000 μ strain ist seine Dehngrenze erreicht und der Knochen frakturiert (Frost, 2003). Wenn die in Kapitel 4 dargestellten Ergebnisse in die von Frost definierten Bereiche der Be- und Überlastung des Knochens eingeordnet werden, zeigt sich, dass alle Werte für die Spannung im kortikalen Knochen oberhalb des Bereiches liegen, in denen ein „Remodelling“ des Knochens stattfindet. Diese Überbelastung des Knochens würde dementsprechend zu Mikroläsionen führen und Spontanfrakturen fördern. In drei Modellen bei Osseointegration der Implantate und allen Modellen nach Sofortbelastung der Implantate treten darüber hinaus Spannungen über 120 MPa auf. In diesen müsste laut der zugrunde gelegten Definition eine Fraktur in der Kortikalis erfolgen. Die gemessenen Verzerrungen in der Spongiosa lassen sich bis auf einen Wert in den Bereich der pathologischen Knochenbelastung (3.000 bis 25.000 μ strain) einordnen. Mit dem Wert von 26.850 μ strain in einem Modell bei Osseointegration der Implantate und allen Modellen nach Sofortbelastung liegen die dort errechneten Verzerrungen nicht nur deutlich oberhalb der ansonsten notierten Verzerrungen, sondern in einem Bereich, der eine Fraktur des Knochens bedeuten würde.

In ihrer 2009 veröffentlichten Finite-Elemente-Studie über die Lastverteilung am Implantatthals von Feingewindeimplantaten untersuchten Rahimi et al. ebenfalls die nach Implantatbelastung im periimplantären Knochen errechneten Parameter Implantatverschiebung, Verzerrung im spongiösen Knochen und Spannung in der Kortikalis (Rahimi et al., 2009). Dabei wählten sie unter anderem ein 11 mm langes tioLogic[®]-Implantat, das nach Sofortimplantation mit 300 N in Achsrichtung belastet wurde. Die ermittelten Werte lagen dabei jedoch in allen betrachteten Parametern deutlich niedriger als die in der vorliegenden Arbeit festgestellten Werte. Aufgrund der unterschiedlichen Studiengestaltung in Hinblick auf die Implantatlänge, den Implantatdurchmesser, die Dicke des kortikalen Knochens, den Belastungszeitpunkt und die Höhe des Kaudrucks können die Werte nicht direkt mit

denen in dieser Arbeit gewonnenen verglichen werden. Die Spannungen in der Kortikalis und die Verzerrungen im spongiösen Knochen zeigten allerdings ein gleiches Verteilungsmuster. Die Autoren wiesen zudem den Einfluss der Implantatgeometrie auf die Belastung des periimplantären Gewebes nach (Rahimi et al., 2009).

5.3.2 Die Implantatlänge

Numerische Untersuchungen über das biomechanische Verhalten von (Kurz-) Implantaten liefern hilfreiche Ergänzungen für die Bewertung von Kurzimplantaten. Bourauel et al. kamen 2012 in ihrer Studie über das biomechanische Verhalten von Mini- und Kurzimplantaten zu dem Schluss, dass die Knochenbelastung bei Einsatz von Kurzimplantaten im Vergleich zu Implantaten mit Standardlängen höher ausfällt (Bourauel et al., 2012). Dies deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit. Die Kurzimplantate (Länge von 7 mm) verursachten höhere Spannungen im kortikalen Knochen als längere Implantate (9 mm). Darüber hinaus traten im umgebenden spongiösen Knochen hohe Verzerrungen auf. Langfristig können sowohl die hohen Spannungen als auch Verzerrungen zu einem verstärkten marginalen Knochenverlust führen, der den Erfolg der Behandlung gefährden kann.

Einige Autoren stellen die Kurzimplantate aufgrund der vor allem in der jüngeren Geschichte notierten hohen Überlebensraten mit den längeren Implantaten gleich und sehen sie als geeignete Alternative zu Knochenaugmentationen und Insertion längerer Implantate (Kotsovilis et al., 2009; Thoma et al., 2018). Unbestritten ist, dass die Insertion von Kurzimplantaten eine reizvolle Lösung für die Fälle ist, in denen keine Knochenaugmentationen durchführbar sind. Den Kurzimplantaten wird jedoch vielfach eine höhere Variabilität und größere Unberechenbarkeit in Bezug auf ihre Überlebensraten nachgesagt (Papaspyridakos et al., 2018). Daher fordern einige Autoren die bisher vorliegenden Ergebnisse mit Vorsicht zu behandeln und weitere klinische Studien mit längeren Beobachtungszeiträumen abzuwarten (Annibali et al., 2011; Lemos et al., 2016).

5.4 Bewertung und klinische Schlussfolgerungen

Die vorliegende Arbeit zeigt, dass Kurzimplantate den Knochen aus biomechanischer Sicht stärker belasten als Standardimplantate in der gleichen Operationsregion in Kombination mit einer internen Sinusbodenelevation. Dabei spielen neben der Knochenquantität auch die Knochenqualität und Implantatgeometrie eine überaus wichtige Rolle.

In der klinischen Anwendung könnten eine Erhöhung der Anzahl gesetzter Kurzimplantate und/oder eine Verblockung von Implantaten unterschiedlicher Längen Möglichkeiten sein, die Knochenbelastungen zu reduzieren.

Die Restknochenhöhe in der Implantationsregion hat direkten Einfluss auf die Spannungs- und Verzerrungswerte sowie die Implantatabeweglichkeit im Knochen. Bei größerem Knochenangebot reduziert sich die Belastung im Knochen deutlich. Je nach Restknochenhöhe bestehen die Optionen eine Sinusbodenelevation über einen internen oder einen lateralen Weg durchzuführen. Die Ergebnisse der internen SBE zeigen, dass bei Zunahme des Volumens des eingebrachten Augmentationsmaterials die Verzerrungen in diesem zunehmen. Eine zweizeitige Vorgehensweise, bei der ein eingebrachtes Augmentationsmaterial zunächst einheilt und die Implantatinsertion in einem Folgeeingriff stattfindet, könnte demnach zu einer Reduktion der Belastung im Gewebe beitragen und die Implantateinheilung positiv beeinflussen. Dies gilt ebenso für die laterale SBE, bei der unter Umständen noch größere Materialvolumina eingebracht werden.

Bei Sofortbelastung der Implantate traten deutlich höhere und ungleichmäßig verteilte Spannungen und Verzerrungen sowie Implantatverschiebungen im Knochen auf. Da Mikrobewegungen über 150 µm eine bindegewebige und damit erfolglose Implantation zur Folge haben können, sollte besonders in der Maxilla mit ihrer spongiösen Knochensubstanz den Implantaten eine ausreichende Einheilungszeit gegeben werden. Bei nach Zahnverlust verminderter Qualität des Knochens und eventuell gleichzeitig auftretender, altersbedingter Involution dessen sollte ebenfalls eine verzögerte Implantatbelastung angestrebt werden.

Die in der vorliegenden Arbeit gewählte Implantatbelastung in Höhe von 500 N ist vergleichbar mit den Kräften in der Mundhöhle eines Patienten mit Bruxismus. In fast allen Modellen liegen die Knochenbelastungen in einem pathologischen Bereich. In der klinischen Anwendung sollte deshalb besonders bei diesen Patienten auf eine ausreichende

Anzahl von Implantaten, mögliche Verblockung, nächtliche Aufbissschiene und ausreichende Einheilungszeit geachtet werden. Die Sofortbelastung eines Kurzimplantats ist bei dieser Patientengruppe als kontraindiziert anzusehen. Eine vorherige Behandlung der kranio-mandibulären Dysfunktion erhöht den Erfolg der nachfolgenden Versorgung. Die Patienten sollten aufgrund des ungünstigeren biomechanischen Verhaltens der Kurzimplantate über die damit in Verbindung stehenden Risiken aufgeklärt werden. Diese Aufklärung schließt selbstverständlich alle übrigen Patienten ein, die nicht unter kranio-mandibulären Dysfunktionen oder anderen Pathologien leiden. Der Einsatz von Kurzimplantaten sollte bei ihnen allerdings mit höheren Erfolgsaussichten zu erwarten sein.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, mithilfe der Finite-Elemente-Methode das biomechanische Verhalten eines im Oberkieferknochen inserierten Implantats bei axialer Belastung zu analysieren. Dafür wurden ausgehend von einer digitalen Volumentomographie eines/-r Patienten/-in neun Oberkiefermodellmodelle erstellt, in die jeweils ein Implantat inseriert wurde. Die Wahl unterschiedlicher Knochenhöhen, Operationsregionen, Augmentationsverfahren, Implantatlängen und Einheilungsstadien ermöglichte es, vergleichbare Situationen zu erstellen, in denen eine sofortige oder verzögerte ausschließliche Implantatbelastung, eine Implantatbelastung nach interner Sinusbodenelevation (mit oder ohne Einbringen von Augmentationsmaterial) und eine Implantatbelastung nach lateraler Sinusbodenelevation simuliert werden konnten. Die axiale Implantatbelastung erfolgte linear mit einer Kraft von 500 N, die über einen konstruierten, auf Höhe der Implantatschulter befindlichen Mittelknoten und starre Verbindungselemente auf alle Knoten der Implantatschulteroberfläche übertragen wurde.

Die gewonnenen Ergebnisse wurden mittels farblicher Visualisierung zum Zeitpunkt der maximalen Belastung wiedergegeben und konnten so untereinander verglichen werden. Dabei zeigte sich, dass bei einer Kraftereinleitung von 500 N in den Knochen dieser in allen Situationen im pathologischen Maß überbelastet wurde. Die Spannungen betragen zwischen 98 MPa und 723 MPa. Die Verzerrungen reichten von 8.566 μ strain bis 63.800 μ strain. Darüber hinaus belasteten Kurzimplantate den Knochen aus biomechanischer Sicht stärker als Standardimplantate in der gleichen Operationsregion in Kombination mit einer internen Sinusbodenelevation. Die Spannungen im kortikalen Knochen betragen beispielsweise in dem klinischen Modell der linken Kieferhälfte nach Implantatbelastung des 9 mm langen Implantats 101 MPa, wobei eine Implantatverschiebung von 28,9 μ m berechnet wurde. Bei Verwendung des 7 mm langen Implantats wurden Spannungen bis 136 MPa und eine Implantatverschiebung von 29,7 μ m festgestellt. Dies hebt die Bedeutung eines vorsichtigen Einsatzes von Kurzimplantaten bei unter Bruxismus leidenden Patienten hervor. Die Sofortbelastung eines Implantats erhöht die Belastung der periimplantären Gewebe im Vergleich zu einer verzögerten Implantatbelastung nach Osseointegration deutlich und sollte, soweit möglich, im Oberkiefer und besonders bei Bruxismus-Patienten vermieden werden, um eine komplikationslose Einheilung des Implantats

gewährleisten zu können. Eine zweizeitige Vorgehensweise im Rahmen einer umfangreichen internen und lateralen Sinusbodenelevation ermöglicht eine Reduktion der Spannungs- und Verzerrungswerte im umgebenden Knochen und bietet den Vorteil, eine optimale Implantatpositionierung im Folgeeingriff erreichen zu können.

Die Ergebnisse der biomechanischen Eigenschaften dentaler Implantate, die mithilfe der Finite-Elemente-Analyse gewonnen wurden, zeigen, dass die Knochenquantität, -qualität, Implantatlänge, -geometrie und der Belastungszeitpunkt eines Implantats großen Einfluss auf das biomechanische Verhalten eines Implantats und die Belastung der periimplantären Gewebe haben. Dabei hilft die Finite-Elemente-Analyse zum Verständnis des Implantatverhaltens in der klinischen Anwendung beizutragen.

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung der lateralen Sinusbodenelevation	13
Abb. 2: Schematische Darstellung der perkrestalen Sinusbodenelevation	19
Abb. 3: Oberflächenmodell der rechten Maxilla entsprechend der Ausgangssituation bei dem/-r Patienten/-in.....	31
Abb. 4: Klinisches Modell des rechten Oberkiefers mit Implantat in Regio 014.....	32
Abb. 5: Frontale Ansicht der Modellausschnitte aus der Maxilla mit Blick auf die rechte Kieferhälfte.....	34
Abb. 6: Laterale Ansicht des 7 mm langen Implantats (grau) in Regio 025.....	36
Abb. 7: Laterale Ansicht des auf Höhe des Implantats geteilten idealisierten Modells mit einer RKH von 4 mm in Regio 016.....	37
Abb. 8: Frontale Ansicht des Modells Im-2mm-lat-sbe-am-1000.....	38
Abb. 9: Schräg laterale Ansicht des idealisierten Modells mit einer RKH von 6 mm in Regio 016.....	42
Abb. 10: Schnittbild durch das idealisierte Modell mit einer RKH von 4 mm in Regio 016	43
Abb. 11a (oben) und 11b (unten): Verschiebungen in den Modellen Km-025-L7 (oben) und Km-025-L9 (unten)	46
Abb. 12a (oben) und 12b (unten): Schnittbilder der Modelle Im-4mm-int-sbe-am-1000 (oben) und Im-2mm-lat-sbe-am-1000 (unten)	47
Abb. 13: Verschiebungen im Modell Km-014-L7	48
Abb. 14: Verschiebungen im Modell Im-4mm-int-sbe-am-1000.....	48
Abb. 15: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N... 53	53
Abb. 16: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N... 53	53
Abb. 17: Schnittbild des Modells Km-025-L9.....	54
Abb. 18: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N... 54	54
Abb. 19: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N... 55	55
Abb. 20: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N... 55	55
Abb. 21: Schnittbild des Modells Im-2mm-lat-sbe-am-1000	56
Abb. 22: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Implantatbelastung mit 500 N... 56	56

Abb. 23: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Sofortbelastung des Implantats mit 500 N	57
Abb. 24: Spannung im kortikalen Knochen bei axialer Sofortbelastung des Implantats mit 500 N	57
Abb. 25: Verzerrung in der Spongiosa und der Schneiderschen Membran bei axialer Implantatbelastung mit 500 N	61
Abb. 26a (oben) und 26b (unten): Schnittbilder der Modelle Km-014-L7 (oben) und Im-10mm (unten).....	62
Abb. 27a (oben) und 27b (unten): Verzerrung in der Spongiosa, der Schneiderschen Membran und dem AM bei axialer Implantatbelastung mit 500 N	63
Abb. 28a (oben) und 28b (unten): Schnittbilder der Modelle Im-8mm-int-sbe (oben) und Im-4mm-int-sbe-am-1000 (unten)	64
Abb. 29a (oben) und 29b (unten): Schnittbilder der Modelle Im-2mm-lat-sbe-am-1000 (oben) und Im-10mm (unten)	65

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Klassifikation nach Sieper und Ratschow (2014).....	15
Tab. 2: Übersicht über die klinischen FE-Modelle.....	33
Tab. 3: Übersicht über die idealisierten FE-Modelle	35
Tab. 4: Die in den FE-Simulationen verwendeten E-Moduln	39
Tab. 5: Kontaktparameter für die laterale SBE	40
Tab. 6: Kontaktparameter für die perkrestalen SBEen	41
Tab. 7: Kontaktparameter für die direkten Implantatbelastungen	41
Tab. 8: Ermittelte Höchstwerte der Implantat- und Membranverschiebung in den klinischen Modellen.....	50
Tab. 9: Ermittelte Höchstwerte der Implantat- und Membranverschiebung in den idealisierten Modellen	50
Tab. 10: Maximale Spannung im kortikalen Knochen der klinischen Modelle	58
Tab. 11: Maximale Spannung im kortikalen Knochen der idealisierten Modelle	58
Tab. 12: Verzerrung in der Spongiosa, im Augmentationsmaterial und der Schneiderschen Membran in den klinischen Modellen	66
Tab. 13: Verzerrung in der Spongiosa, im Augmentationsmaterial und der Schneiderschen Membran in den idealisierten Modellen	66

9. Literaturverzeichnis

Abé H, Hayashi K, Sato M. Data book on mechanical properties of living cells, tissues and organs. Tokyo, Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1996

Aktas Y. Experimentelle und numerische Untersuchungen des biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter Implantate mit unterschiedlicher Insertionstiefe. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2012

Al-Nawas B, Gellrich N-C, Klein MO, Palm F, Rothamel D, Schlee M, Schultze-Mosgau S, Schwarz F, Sommer M. Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Implantologie In welchen implantologischen Indikationen ist die Anwendung von Knochenerstzmaterialien experimentell und klinisch wissenschaftlich belegt? 2011. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-009l_S2k_Implantologische_Indikationen_Knochenersatzmaterialien_2011-abgelaufen.pdf (derzeitige Überarbeitung, gültig bis Januar 2016; Zugriffsdatum: 20.12.2019)

Alvira-González J, Diaz-Campos E, Sánchez-Garcés M-A, Gay-Escoda C. Survival of immediately versus delayed loaded short implants: a prospective case series study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2015; 20: 480-488

Anitua E. Immediate loading of short implants in posterior maxillae: case series. *Acta Stomatol Croat.* 2017; 51: 157-162

Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Piloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res* 2011; 91: 25-32

Arbez B, Kün-Darbois J-D, Convert T, Guillaume B, Mercier P, Hubert L, Chappard D. Biomaterial granules used for filling bone defects constitute 3D scaffolds: porosity, microarchitecture and molecular composition analyzed by microCT and Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res* 2019; 107B: 415-423

Ayna M, Wessing B, Gutwald R, Neff A, Ziebart T, Açil Y, Wiltfang J, Gülses A. A 5-year prospective clinical trial on short implants (6 mm) for single tooth replacement in the posterior maxilla: immediate versus delayed loading. *Odontology* 2019; 107: 244-253

Baghdadi D. Knochenverlust und Engstand im Unterkiefer, eine kieferorthopädisch-biomechanische Untersuchung. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2019

Benninghoff A, Drenckhahn D. In: Benninghoff A, Drenckhahn D, Waschke J, (eds.) *Taschenbuch Anatomie*. München: Elsevier, 2. Auflage, 2014; 171-216

Berberi A, Samarani A, Nader N, Noujeim Z, Dagher M, Kanj W, Mearawi R, Saleme Z, Badran B. Physicochemical characteristics of bone substitutes used in oral surgery in comparison to autogenous bone. *BioMed Res Int* 2014; 1-9

Bergh van den JPA, Bruggenkate ten CM, Disch FJM, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11: 256-265

Blomqvist JE, Alberius P, Isaksson S. Sinus inlay bone augmentation: comparison of implant positioning after one- or two-staged procedures. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 804-810

Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Bio-med Tech* 2012; 57: 21–32

Brånemark P-I, Zarb GA, Alberktsson T, (eds.) *Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago-Berlin: Quintessenz, 1985

Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17: 232-236

Cawood JI, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1991; 20: 75-82

Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology – eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Impl* 1990; 16: 199-209

Cramer A. Sinuslift und enossale Implantation – Eine retrospektive Zehnjahresstudie. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2007

Degidi M, Piatteli A, Iezzi G, Carinci F. Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int* 2007; 38: 193-201

Deutsche Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde und Deutsche Gesellschaft der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. S3-Leitlinie Diagnostik und Behandlung von Bruxismus, 2019. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-0271_S3_Bruxismus-Diagnostik-Behandlung_2019-06.pdf (Zugriffsdatum: 16.03.2020)

Deutsche Gesellschaft für Implantologie. S3-Leitlinie Implantatprothetische Versorgung des zahnlosen Oberkiefers, 2014. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-010I_S3_Implantatprothetische-Versorgung_zahnloser-Oberkiefer_2017-03_abgelaufen.pdf (derzeitige Überarbeitung, gültig bis November 2019; Zugriffsdatum: 11.12.2019)

Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. S2-k-Leitlinie Implantologische Indikationen für die Anwendung von Knochenersatzmaterialien, 2011. <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-009.html> (Zugriffsdatum: 16.06.2019)

Dixon FW. The clinical significance of the anatomical arrangement of the paranasal sinuses. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1958; 67: 736-741

Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2013; 3: 1-94

Esposito M, Pistilli R, Barausse C, Felice P. Three-year results from a randomised controlled trial comparing prostheses supported by 5-mm long implants or by longer implants in augmented bone in posterior atrophic edentulous jaws. *Eur J Oral Implantol* 2014; 7: 383-395

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van der Bilt A, van't Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; 79: 1519-1524

Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark P-I. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Impl Dent Rel Res* 2000; 2: 184-189

Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec Part A* 2003; 2: 1081-1101

Galindo-Moreno P, Hernández-Cortés P, Mesa F, Carranza N, Juodzbaly G, Aguilar M, O'Valle F. Slow Resorption of Anorganic Bovine Bone by Osteoclasts in Maxillary Sinus Augmentation. *Clin Impl Dent Rel Res* 2013; 15: 858-866

Geistlich Pharma AG, 2019. <https://www.geistlich-pharma.com/de/> (Zugriffsdatum: 15.10.2019)

Hallman M, Thor A. Bone substitutes and growth factors as an alternative/complement to autogenous bone for grafting in implant dentistry. *Periodontology* 2000 2008; 47: 172-192

Herberhold C. Physiologie und Pathophysiologie der Nasennebenhöhlen. *Arch Oto-Rhino-Laryng* 1982; 235: 1-40

Jensen SS, Katsuyama H. In: Chen S, Buser D, Wismeijer D, ITI Treatment Guide Sinusbodenaugmentationen Band 5. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2012

Jung RE, Al-Nawas B, Araujo M, Avila-Ortiz G, Barter S, Brodala N, Chappuis V, Chen B, De Souza A, Almeida RF, Fickl S, Finelle G, Ganeles J, Gholami H, Hammerle C, Jensen SS, Jokstad A, Katsuyama H, Kleinheinz J, Kunavisarut C, Mardas N, Monje A, Papaspyridakos P, Payer M, Schiegnitz E, Smeets R, Stefanini M, Bruggenkate ten C, Vazouras K, Weber H-P, Weingart D, Windisch P. Group 1 ITI consensus report: the influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. Clin Oral Impl Res 2018; 29: 69-77

Jungehülsing M, 2016: Der Sinuslift aus der Sicht des HNO-Arztes. [https://www.zmk-aktuell.de/index.php?id=24&tx_spidirectory_pi1\[news\]=277&no_cache=1](https://www.zmk-aktuell.de/index.php?id=24&tx_spidirectory_pi1[news]=277&no_cache=1) (Zugriffsdatum: 06.11.19)

Kalyvas D, Kapsalas A, Paikou S, Tsiklakis K. Thickness of the Schneiderian membrane and its correlation with anatomical structures and demographic parameters using CBCT tomography: a retrospective study. Int J Impl Dent 2018; 4: 32: 1-8

Keilig L, Stark H, Bayer S, Utz KH, Strazza M, Grüner M, Bourauel C. Numerical investigation of the mechanical loading of supporting soft tissue for partial dentures. Int J Prosthodont 2009; 22: 201-203

Klein MO, Goetz H, Pazen S, Al-Nawas B, Wagner W, Duschner H. Pore characteristics of bone substitute materials assessed by microcomputed tomography. Clin Oral Impl Res 2009; 20: 67-74

Klein MO, Al-Nawas B. Für welche klinischen Indikationen in der dentalen Implantologie ist die Verwendung von Knochenersatzmaterialien wissenschaftlich belegt? Eur J Oral Implantol 2011; 4: 73-92

Klein B. FEM, Grundlagen und Anwendungen der Finite-Elemente-Methode im Maschinen- und Fahrzeugbau. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 10. Auflage, 2014

Knothe K, Wessels H. Finite Elemente, eine Einführung für Ingenieure. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 5. Auflage, 2017

Koolstra JH, van Eijden TMGJ, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 1988; 21: 563-576

Kordaß B. Mastikatorische Funktion – Okklusion und Nahrungsaufnahme. In: Reitemeier B, Schwenzer N, Ehrenfeld M, (eds.) Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Einführung in die Zahnmedizin. Stuttgart: Thieme, 2006: 103-114

Kotsovilis S, Fourmoussis I, Karoussis IK, Bamia C. A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol* 2009; 80: 1700-1718

Kwon B-G, Kim S-G. Finite element analysis of different bone substitutes in the bone defects around dental implants. *Implant Dent* 2006; 15: 254-264

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ. Aufbau der Zähne und der Zahnreihen. In: Lehmann KM, (eds.) Zahnärztliche Propädeutik. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 12. Auflage, 2011: 15-74

Lemos CAA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: a systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2016; 47: 8-17

Lüllmann-Rauch R, Paulsen F. In: Lüllmann-Rauch R, (eds.) Taschenlehrbuch Histologie. Stuttgart: Thieme, 4. Auflage, 2012: 112-349

Mangano C, Scarano A, Perrotti V, Iezzi G, Piattelli A. Maxillary Sinus Augmentation with a Porous Synthetic Hydroxyapatite and Bovine-Derived Hydroxyapatite: A Comparative Clinical and Histologic Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 980-986

Martini M. Sinuslift und enossale Implantation. Eine retrospektive Sechsjahresstudie. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2001

Meinken A. Finite Elemente in der Praxis, Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von MARC/MENTAT. Renningen-Malmsheim: Expert Verlag, 2001

Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol* 2006; 77: 1340-1347

Monje A, Chan H-L, Fu J-H, Suarez F, Galindo-Moreno P, Wang H-L. Are short dental implants (<10 mm) effective? A meta-analysis on prospective clinical trials. *J Periodontol* 2013; 84: 895-904

Monje A, Diaz K T, Aranda L, Insua A, Garcia-Nogales A, Wang H-L. Schneiderian membrane thickness and clinical implications for sinus augmentation: a systematic review and meta-regression analyses. *J Periodontol* 2016; 87: 888-899

Neldam CA, Pinholt EM. State of the art dental implants: a systematic review of the literature. *Clin Impl Dent Rel Res* 2012; 14: 622-632

Neukam FW, Schultze-Mosgau S. Implantate bei ausgedehnten Knochendefiziten. In: Koeck B, Wagner W (eds.) *Implantologie*. München: Urban & Fischer, 2004; 8: 184-228

Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontology* 2000 2014; 66: 72-96

Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehab* 2001; 28: 485-491

Papaspyridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber H-P. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: a meta-analysis. *Clin Oral Impl Res* 2018; 29: 8-20

Peroz I. Bruxismus und kranio-mandibuläre Dysfunktion. *Wissen kompakt* 2018; 1: 17-24

Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. Part I: Lateral approach. *J Clin Periodontol* 2008; 35 (Suppl. 8): 216-240

Pommer B, Frantal S, Willer J, Posch M, Watzek G, Tepper G. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *J Clin Periodontol* 2011; 38: 856-863

Pschyrembel Online, 2017. <https://www.pschyrembel.de/Maxilla/K0DSS> (Zugriffsdatum: 06.03.2019)

Rahimi A, Bourauel C, Jäger A, Gedrange T, Heinemann F. Load transfer by fine threading the implant neck – a FEM study. *J Physiol Pharmacol* 2009; 60 (Suppl. 8): 107-112

Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Imp Res* 2006; 17: 35-51

Riediger D. Präprothetische Chirurgie. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, (eds.) Zahnärztliche Chirurgie. Stuttgart: Thieme, 4. Auflage, 2009: 198-225

Rosenbauer KA, Engelhardt JP, Koch H, Stüttgen U. In: Rosenbauer KA (eds.) Klinische Anatomie der Kopf- und Halsregion für Zahnmediziner. Stuttgart: Thieme, 1998

Schleier P, Bierfreund G, Schultze-Mosgau S, Moldenhauer F, Küpper H, Freilich M. Simultaneous dental implant placement and endoscope-guided internal sinus floor elevation: 2-year post-loading outcomes. Clin Oral Implants Res 2008; 19: 1163-1170

Schmitt CM, Doering H, Schmidt T, Lutz R, Neukam FW, Schlegel KA. Histological results after maxillary sinus augmentation with Straumann® BoneCeramic, Bio-Oss®, Puros®, and autologous bone. A randomized controlled clinical trial. Clin Oral Impl Res 2013; 24: 576-585

Schneider SM. Numerische Analyse der biomechanischen Eigenschaften prothetischer Verankerungselemente. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2017

Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. Kopf und Hals. In: Schünke M, (eds.) Prometheus, Kopf, Hals und Neuroanatomie. Stuttgart: Thieme, 3. Auflage, 2012

Sieper A, Ratschow F, 2014: Sinuslift: wann „intern“, wann „lateral“? – Eine praktische Anleitung. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/sinuslift-wann-intern-wann-lateral--eine-praktische-anleitung__996.html (Zugriffsdatum: 05.11.2019)

Smeets R, Jung O, Hanken H, Hartjen P, Al Dam A, Gröbe A, Heiland M, Gosau M, Rothamel D, Schlee M, Iglhaut G, Kolk A. Was können regenerative Materialien in der Zahnmedizin leisten – und wo sind die Grenzen? Deutsch zahnärztl Z 2014; 69: 708-721

Smeets R, Kolk A, 2016: Osteokonduktive und -induktive Knochenersatzmaterialien. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/osteokonduktive-und--induktive-knochenersatzmaterialien__271.html (Zugriffsdatum: 16.06.2019)

Starck D. Vergleichende Anatomie der Wirbeltiere auf evolutionsbiologischer Grundlage. Bd. 2, Das Skelettsystem. Heidelberg: Springer Verlag, 1979

Steinke P. Finite-Elemente-Methode, Rechnergestützte Einführung, Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 5. Ausgabe, 2015

Sterling S. Numerische und experimentelle Untersuchung des biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter Dentalimplantate bei verschiedenen Insertionstiefen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2013

Strietzel FP, Reichart PA. Oral rehabilitation using Camlogs screw–cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. Results from a prospective study with special consideration of short implants. Clin Oral Implant Res 2007; 18: 591-600

Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate, loading protocols in dental implantology. Clin Oral Impl Res 2000; 11: 12-25

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Einführung in die dentale Implantologie. In: Curriculum Prothetik, Band 3. Berlin: Quintessenz-Verlag, 4. Auflage, 2011a: 923-972

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Funktionelle Vorbehandlung: Symptome, Epidemiologie, Ätiologie und Klassifikation von Myoarthropathien des Kausystems. In: Curriculum Prothetik, Band 1. Berlin: Quintessenz-Verlag, 4. Auflage, 2011b: 237

Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18: 894-901

Teixeira ER, Wadamoto M, Akagawa Y, Kimoto T. Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: a five-year survival study. J Prosthet Dent 1997; 78: 166-71

Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJR, Meijer HJA. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol* 2011; 38: 667-676

Terheyden H. Augmentationen. In: *Curriculum Implantologie der DGI und APW/DGZMK*. Youvivo GmbH, München, 2019

Thoma DS, Cha J-K, Jung U-W. Treatment concepts for the posterior maxilla and mandible: short implants versus long implants in augmented bone. *J Periodontal Implant Sci* 2017; 47: 2-12

Thoma DS, Haas R, Sporniak-Tutak K, Garcia A, Taylor TD, Hämmerle CHF. Randomized controlled multicentre study comparing short dental implants (6 mm) versus longer dental implants (11–15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures: 5-Year data. *J Clin Periodontol* 2018; 45: 1465-1474

Tutak M, Smektała T, Schneider K, Gołębiowska E, Sporniak-Tutak K. Short dental implants in reduced alveolar bone height: a review of the literature. *Med Sci Monit* 2013; 19: 1037-1042

Ulm CW, Solar P, Gsellmann B, Matejka M, Watzek G. The edentulous maxillary alveolar process in the region of the maxillary sinus – a study of physical dimension. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 24: 279-282

Wallace SS, Froum SJ. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol* 2003; 8: 328-343

Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald, Berlin 1892

Watzek G, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, (eds.) *Zahnärztliche Chirurgie*. Stuttgart: Thieme, 4. Auflage, 2009: 230-267

Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 172-184

Wilhelm R. Biomechanische Untersuchung zur Sekundärstabilität kommerzieller dentaler Kurzimplantate in Schweinerippen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2015

Zinser MJ, Randelzhofer P, Kuiper L, Zöller JF, De Lange GL. The predictors of implant failure after maxillary sinus floor augmentation and reconstruction: a retrospective study of 1045 consecutive implants. *Oral Max Surg* 2013; 115: 571-582

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel, Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie, für die Überlassung dieses interessanten Themas, sein stetiges Interesse am Fortschritt dieser Arbeit, seine konstruktive Kritik, schnellen Rückmeldungen und die angenehme Arbeitsatmosphäre.

Herrn Dr. rer. nat. L. Keilig danke ich sehr herzlich für die kompetente, intensive und umfangreiche Betreuung dieser Arbeit. Ich danke ihm für seine Geduld und stetige Hilfsbereitschaft bei all meinen Fragestellungen. Sein Engagement trug im Wesentlichen zum Gelingen dieser Arbeit bei.

Ebenso danke ich Frau PD Dr. rer. nat. Dr. med. dent. I. Dörsam für die Bereitstellung ihrer Studienunterlagen und die Möglichkeit, darauf aufbauend meine Dissertation verfassen zu können. Ihre fachliche Kompetenz und Hilfsbereitschaft sind ein großer Gewinn für die Aus- und Weiterbildung von uns jungen Zahnärztinnen und Zahnärzten.

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. G. Wahl, Herrn Dr. med. dent. B. Eggers und Herrn Dr. med. dent. C. Eisenbeiß für die hilfreiche Beantwortung meiner Fragen und wichtigen Denkanstöße zur Bearbeitung dieses oralchirurgischen Themas.

Von Herzen danke ich meinen Freunden, die Freude und Leid mit mir geteilt haben und sich nun mit mir über die Dissertation freuen.

Besonders Herrn Tudor Radu Popescu danke ich für seine jahrelange Freundschaft, Inspiration und Motivation, mich dieser Arbeit zu widmen.

Sehr großen Dank spreche ich meinen Eltern und meiner Großmutter aus, die mich stets begleitet und ermutigt haben. Ich danke euch für eure immerwährende Unterstützung. Ohne euch wären mein Studium und meine Dissertation nicht möglich gewesen.

Im Besonderen danke ich meiner Schwester Lara Felicitas für unsere abendlichen Gespräche und stundenlangen Korrekturen dieser Arbeit. Ich bin dankbar für alles, was du mir beigebracht hast und glücklich und stolz, dich als meine Schwester zu haben.