

**Numerische Untersuchung zur ossären Belastung bei
nervnaher Implantation verschiedener
Kurzimplantatsysteme
Eine Finite-Elemente-Analyse**

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

Christian Jens Wagner

aus Aachen

2024

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Univ.- Prof. Dr. Helmut Stark
2. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. Benedikt Eggers

Tag der Mündlichen Prüfung: 07.05.2024

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften
Direktor: Univ.- Prof. Dr. Helmut Stark

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	4
1.	Deutsche Zusammenfassung	5
1.1	Einleitung	5
1.2	Material und Methoden	7
1.3	Ergebnisse	9
1.4	Diskussion	11
1.5	Zusammenfassung	15
1.6	Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung	16
2.	Veröffentlichung	21
	Abstract	21
	Introduction	22
	Materials and Methods	23
	Results	26
	Discussion	28
	References	30
3.	Danksagung	31

Abkürzungsverzeichnis

FEM	Finite Elemente Methode
FE	Finite Elemente

1. Deutsche Zusammenfassung

1.1 Einleitung

Eine wichtige Indikation zur Verwendung von Implantaten im Rahmen der prothetischen Rehabilitation eines Patienten stellt der Verlust von Knochenvolumen im Bereich der atrophierten Kieferkämme dar. Durch den frühzeitigen Zahnverlust, eine insuffiziente prothetische Versorgung oder auch eine unversorgte Situation kann es zu einem gesteigerten Verlust von Knochenhöhe und Knochenqualität in diesen Bereichen kommen. Hieraus ergibt sich eine räumliche Nähe zu kritischen anatomischen Strukturen, welche im Rahmen der Implantation nicht beeinträchtigt werden dürfen. (Reich et al., 2011). Im Unterkiefer handelt es sich bei diesen Strukturen um den Nervus alveolaris inferior und das Foramen mentale. Im Oberkiefer führt der geringe Abstand zum Sinus maxillaris zu Schwierigkeiten bei der Implantation.

Der gängige Weg zur Gewährleistung der notwendigen Knochenhöhe liegt in der Durchführung von augmentativen Verfahren mittels autologem, xenogenem oder alloplastischem Knochenersatzmaterial. Hierbei handelt es sich jedoch meist um umfangreiche Eingriffe, welche gerade bei älteren Patienten mit zusätzlichen Allgemeinerkrankungen ein gesteigertes Komplikationsrisiko bedeuten. Dies gilt im Besonderen bei Notwendigkeit einer Allgemeinanästhesie (Esposito et al., 2015; Tellemann et al., 2011). Ungünstig ist die große Schnittmenge zwischen älteren und multimorbiden Patienten mit denjenigen, welche gleichzeitig einen atrophierten Kieferkamm aufweisen. Bei dieser Patientengruppe ist es also nicht ohne weiteres möglich zusätzliche Knochenhöhe zu schaffen, sodass die Verwendung von verkürzten Implantaten eine Behandlungsalternative eröffnen kann. Dies führt zu einem Absinken des Komplikationsrisikos und einer Verkürzung der Behandlungsdauer, da die augmentativen Verfahren entfallen und somit letztendlich auch die Behandlungskosten sinken.

Der Trend zur stetigen Minderung der Länge von Implantatsystemen zeichnete sich bereits über die letzte Dekade ab. Implantate von 8 mm Länge gelten mittlerweile als Standard, wohingegen diese früher als Kurzimplantate bezeichnet wurden. Dies zeigt,

welchen Veränderungsprozessen der Implantatsektor unterliegt. Dennoch wird der Zusammenhang zwischen Implantatlänge und Implantatüberleben in der klinischen Anwendung weiterhin kritisch betrachtet (Himmlová et al., 2004; Lops et al., 2013; Renouard und Nisand, 2005; Tellemann et al., 2011). Dies beruht zum Teil auf alten Studien aus den Anfangsjahren der Kurzimplantation und zum Teil auf dem Fehlen von Langzeitstudien. Bei der Auswertung aktueller Metaanalysen und Systematic Reviews wird ersichtlich, dass keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf Implantatverlust, periimplantären Knochenverlust, Komplikationen oder prothetisches Versagen unter Berücksichtigung unterschiedlicher Implantatlängen nachgewiesen werden konnten (Papaspyridakos et al. 2018; Torres-Aleman et al., 2020; Yu et al., 2021). Im Rahmen klinischer Studien konnten ähnliche Ergebnisse beobachtet werden (Lorenz et al., 2019; Svezia und Casotto, 2018; Weerapong et al., 2019). Einen Eingang in den klinischen Alltag hat diese geänderte Studienlage jedoch noch nicht gefunden, auch wenn das Potential von Implantaten von 4-5 mm durchaus als groß zu bewerten ist (Azcarate-Velázquez et al., 2019). Dies beruht im Besonderen darauf, dass die Hauptbelastung durch das Implantat konzentrisch innerhalb der ersten 3 mm auf die Kortikalis einwirkt und die weitere Implantatlänge somit nicht essentiell für die Stabilität ist (Chatvaratthana et al., 2017; Pierrisnard et al., 2003). Einen weiteren großen Einfluss auf das Implantatüberleben haben Durchmesser und Geometrie, da beide maßgeblich für die Kraftverteilung auf den umgebenden Knochen sind (Anitua et al., 2014; Bourauel et al., 2012; Wilhelm et al., 2014). Durch Änderungen an Geometrie oder Durchmesser des Implantates kann direkter Einfluss auf die Kontaktfläche zur Osseointegration genommen werden, wobei dieser Effekt durch Oberflächenmodifikation noch zusätzlich verstärkt werden kann (Medikeri et al., 2022; Smeets et al., 2016). Weitere Faktoren, welche das Implantatüberleben stark beeinflussen können, sind Knochenqualität und entzündliche Prozesse. Auch Rauchen und eine mangelnde Mundhygiene sind an dieser Stelle als negativ konnotiert anzuführen (Chrcanovic et al., 2017; Han et al., 2014; Holahan et al., 2011; Keenan und Veitz-Keenan, 2016; Naseri et al., 2020; Truhlar et al., 2000). Besonders auffällig ist der deutlich stärkere negative Einfluss dieser Faktoren auf Implantate im Vergleich zur natürlichen Bezahnung. Dies wird ersichtlich am gesteigerten Knochenverlust bei einer Perriimplantitis im Vergleich zur Parodontitis und dem somit rascheren Implantatverlust.

Aufgrund der insgesamt stetig wachsenden klinischen Bedeutung von Implantaten und den mannigfaltigen Vorteilen der Kurzimplantate ist es notwendig im Rahmen weiterer Untersuchungen eine Datengrundlage zu schaffen, welche Behandlungssicherheit und Langzeitüberleben evidenzbasiert bestätigt.

An dieser Stelle setzt die vorliegende Studie an und erörtert, ob die Verwendung von Kurzimplantaten bei Patienten mit nicht ausreichendem Knochenangebot zur konventionellen Implantation eine Alternative in der Versorgung darstellen kann. Hierzu wurden die Belastungen innerhalb von Kurzimplantaten und dem sie umgebenden Knochen analysiert. Die Versorgung erfolgte feststehend durch eine Einzelkrone, eine verblockte Krone und eine dreigliedrige Brücke mit Zwischenglied. Ein abschließender Vergleich mit Implantaten in Standardlänge diente der Einordnung der Ergebnisse in den Kontext derzeit üblicher Versorgung. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden die Kurzimplantatsysteme zweier verschiedener Hersteller untersucht.

1.2 Material und Methoden

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) stellt ein wichtiges Werkzeug für Untersuchungen in vielen Bereichen der Wissenschaft dar. Eine besonders wichtige Rolle kommt ihr bei der biomechanischen Analyse zu. Sie ermöglicht eine nicht-invasive Analyse der mechanischen Eigenschaften von Materialien sowie von komplexen biologischen Geometrien. Eine eindeutige Bewertung der biomechanischen Leistung des Systems kann nur mit Hilfe eines realistischen numerischen Modells erfolgen, was eine genaue Rekonstruktion der Geometrie erfordert. Zu diesem Zweck ist es, wie auch im vorliegenden Fall, von Interesse, das mechanische Verhalten an der Knochen-Implantat-Grenzfläche korrekt zu beschreiben.

Für diese Untersuchung wurden dreidimensionale Finite-Elemente-Modelle (FE) von kurzen Implantaten erstellt und in den rechten posterioren Bereich eines Unterkiefers eingesetzt. Anschließend wurden die entsprechenden Abutments hinzugefügt und die Implantate mit drei feststehenden Suprakonstruktionen versorgt. Es kamen die Implantatsysteme zweier verschiedener Hersteller zur Anwendung, um eine höhere

Vergleichbarkeit zu erzielen und den Einfluss der Implantatgeometrie auf die knöcherne Belastung besser betrachten zu können.

1.2.1 Modellgeneration und Modellkomponenten

In dieser Studie wurden Straumann® Standard Plus (4,1 x 4,0 mm², Straumann, Basel, Schweiz) und Bicon® Integra-CP Implantate (5,0 x 5,0 mm², Bicon, Bosten, USA) untersucht. Der Hauptunterschied zwischen diesen beiden Systemen besteht darin, dass Straumann-Implantate in den Knochen geschraubt werden, wohingegen die Insertion bei Bicon-Implantaten durch Hämmern erfolgt. Die Insertionsmethode fand im Rahmen dieser Studie keine Berücksichtigung, da die Implantate selbst als vollständig osseointegriert angesehen wurden.

Es wurden µCT-Daten (Sky Scan 1174, SKYSCAN, Belgien) für die Rekonstruktion der Implantatgeometrien verwendet. Zur Erstellung eines individuellen Unterkiefermodells wurden CT-Daten eines zahnlosen Unterkiefers herangezogen (Ethikkommission der Universität Bonn; Nr. 258/12). Im Anschluss wurde ein Segment im Bereich der Prämolaren des rechten Unterkiefers zur Insertion der Kurzimplantate ausgewählt. Die kortikale Dicke des Segments betrug 3 mm mit darunterliegendem spongiösem Knochen. Besondere Aufmerksamkeit wurde dem Nervkanal gewidmet, um die Auswirkungen der Insertionstiefe und der verkürzten Implantatlänge auf den Canalis mandibularis analysieren zu können. Die Insertionstiefe der beiden Implantatsysteme war nicht identisch und beruhte auf der Empfehlung des Herstellers sowie auf klinischer Erfahrung.

Als Suprakonstruktionen wurden eine Einzelkrone, zwei verblockte Kronen und eine dreigliedrige Brücke vom unteren ersten Prämolaren zum unteren ersten Molaren verwendet. Diese waren für beide Implantatsysteme identisch. Auf Grund der unterschiedlichen Implantataufbauten mussten im Bereich der Abutments jedoch Individualisierungen erfolgen, um die Aufnahme auf beiden Implantatsystemen zu ermöglichen. Durch diese möglichst identische Ausgangssituation beider Modelle sollte ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit und eine optimale Positionierung ermöglicht werden.

Zur Vereinfachung der Analyse wurde das Abutment für beide Implantatsysteme als ein Teil des Implantats betrachtet, da dieser Teilaspekt nicht im Mittelpunkt dieser

Untersuchung stand. Die verschiedenen Suprakonstruktionen wurden auf dem Abutment mit einer dünnen Zementschicht von 0,5 mm versehen. Diese Eigenschaft wurde im FE-Modell durch Setzen eines Klebekontakts zwischen Abutment und Suprastruktur berücksichtigt.

Zunächst wurde Mimics research 17.0 (Materialise NV, Leuven Belgien) verwendet, um die dreidimensionale Geometrie der Implantate auf der Grundlage von μ CT-Daten zu erstellen. Homolog hierzu wurden die vorliegenden CT-Daten zur Erstellung eines dreidimensionalen Unterkiefermodells genutzt. Im nächsten Schritt wurde 3-matic (Materialise NV, Leuven Belgium) genutzt, um die verschiedenen Teile miteinander zu verbinden und sie zu 4-knotigen Tetraederelementmodellen zu verarbeiten. Schließlich wurden die Teile in MARC/MENTAT 2010 (MSC-Software, Santa Ana, CA-USA) importiert, um die Materialeigenschaften und Randbedingungen zu definieren. Alle Materialien wurden als homogen und isotrop betrachtet.

1.2.2 Randbedingungen

Die Aufbauten wurden mit einer Gesamtkraft von 300 N in einem Winkel von 30° zu ihrer Längsachse in bucco-lingualer Richtung belastet. Beim Modell der Einzelkrone wurde die Belastung an der zentralen Fissur aufgebracht. Beim Modell der beiden verblockten Kronen fand die Krafteinwirkung an zwei verschiedenen Stellen statt. Im ersten Fall wurde die zentrale Fissur beider Zähne belastet, im zweiten Fall nur die mesiale. Im Modell der Brücke wurde die Suprakonstruktion ebenfalls in zwei verschiedenen Belastungspositionen beladen. In der ersten Variante wurde die Kraft in der zentralen Fissur der Pfeilerzähne aufgebracht, während in der zweiten Variante das Zwischenglied belastet wurde.

1.3 Ergebnisse

1.3.1 Auslenkung der Restaurationen

Insgesamt lässt sich sagen, dass die Verlagerung der Suprakonstruktionen in allen untersuchten Fällen bei Bicon-Implantaten höher ausfällt als bei Straumann-Implantaten. Die Auslenkung der Einzelkrone betrug 0,067 mm für Bicon und 0,043 mm für Straumann.

Unter mesialer/distaler Belastung hatten die Bicon-Doppelkronen eine Verlagerung von 0,061 mm und die Straumann-Doppelkrone von 0,049 mm. Unter mesialer Belastung lagen die Werte bei 0,062 mm für Bicon und 0,049 mm für Straumann. Die Verlagerung der Suprastruktur betrug 0,069 mm bei der Brücke auf Bicon-Implantaten unter mesialer/distaler Belastung und 0,076 mm für die Brücke unter medianer Belastung. Im Vergleich dazu betrug die Auslenkung der Straumann-Brücke unter mesialer/distaler Belastung nur 0,037 mm und 0,041 mm unter einer medianen Kraftanwendung.

1.3.2 Spannung im kortikalen Knochen

Die Spannung im kortikalen Knochen wies bei den Messwerten der beiden Implantatsysteme große Unterschiede auf.

Für die Bicon-Einzelkrone wurde ein Spitzenwert von 120 MPa ermittelt, während der Wert für die Straumann-Einzelkrone bei 41 MPa lag. Der Medianwert der belasteten Doppelkrone wurde mit 135 MPa für Bicon und 54 MPa für Straumann angegeben. Bei mesial/distal belasteten Doppelkronen erreichte Bicon 120 MPa und Straumann 50 MPa.

Die gemessene Spannung sowohl für die mediane als auch für die mesial/distale Belastung der Bicon-Brücke betrug 125 MPa. Die Spannung im Knochen betrug bei einer Brücke auf Straumann-Implantaten hingegen 38 MPa beziehungsweise 34 MPa.

Insgesamt war die ermittelte Spannung im kortikalen Knochen bei den Straumann-Implantaten in allen Fällen deutlich geringer als die bei den Bicon-Implantaten gemessenen Spannung.

1.3.3 Spannungen im Implantat und in den Abutments

Die in den Implantaten gemessenen Spannungen zeigten nicht nur eine Abhängigkeit vom verwendeten Implantatsystem, sondern auch von der Stelle, an der die Belastung aufgebracht wurde.

Die Spannung im Bicon-Implantat mit Einzelkrone betrug 125 MPa und der Straumann-Wert lag bei 54 MPa.

An der mesial belasteten Doppelkrone von Bicon wurde eine Spannung von 100 MPa mesial und 90 MPa distal ermittelt. Bei einer mesialen/distalen Belastung waren es 90 MPa mesial und 95 MPa distal. Die Ergebnisse von Straumann waren mit 50 MPa mesial und 45 MPa distal bei medianer Belastung der verblockten Doppelkronen deutlich niedriger. Bei mesialer/distaler Belastung betrug die Spannung in den Implantaten 56 MPa mesial und 66 MPa distal für Doppelkronenversorgungen.

Die Spannung in den Implantaten mit einer Brücke unter medianer Belastung betrug 240 MPa mesial und 290 MPa distal für Bicon-Implantate. Im Falle einer mesialen/distalen Belastung lagen die Messergebnisse bei 222 MPa mesial und 210 MPa distal. Für Straumann-Implantate betrug die Belastung 46 MPa mesial und 52 MPa distal und im letzteren Fall 41 MPa mesial und 49 MPa distal.

1.3.4 Belastung des spongiösen Knochens

Die Dehnung im spongiösen Knochen war bei beiden Implantatsystemen nahezu identisch und insgesamt sehr gering.

Bei den Einzelkronen wurde ein Wert von 6 μ Strain beobachtet. Dies gilt sowohl für Straumann- als auch für Bicon-Implantate. Bei den Doppelkronen und bei den Brücken als Suprakonstruktion beträgt die in der Spongiosa gemessene Dehnung 15 μ Strain, unabhängig vom verwendeten Implantatsystem.

1.4 Diskussion

Die Verwendung von Kurzimplantatsystemen kann bei Patienten mit atrophiertem Kieferkamm, welche aufgrund verschiedener Faktoren für Augmentationen nicht zugänglich sind, eine gute Alternative zur Verwendung von Standardimplantaten darstellen (Compton et al., 2017; Schimmel et al., 2017). Die klinische Anwendung wird zurzeit durch die veraltete Ansicht des geringen Implantatüberlebens limitiert, wobei aktuelle Studien jedoch ein ähnliches Überleben wie bei Implantaten in Standardlänge nachweisen konnten (Hagi et al., 2004; Lemos et al., 2016; Papaspyridakos et al., 2018; Torres-Aleman et al., 2020; Yu et al., 2021). Die mannigfaltigen Vorteile durch den

Wegfall des präimplantären Knochenaufbaus wurden bereits eingangs erwähnt und eröffnen völlig neue Möglichkeiten der prothetischen Versorgung von Patienten, denen eine Implantatversorgung bisher versagt gewesen ist. Dies betrifft insbesondere die Versorgung mit festsitzendem, anstelle von herausnehmbarem Zahnersatz (Compton et al. 2017, Esposito et al., 2015; Tellemann et al., 2011). Bei der Planung ist darauf zu achten, dass ein ungünstiges Verhältnis von Kronenlänge zu Implantatlänge zu einer gesteigerten Belastung in Implantat und Knochen führt. Die verwendeten Suprakonstruktionen müssen also in der klinischen Anwendung so gewählt werden, dass es nicht zu einem frühzeitigen Implantatverlust kommt (Di Fiore et al., 2019, Kim et al., 2015; Nunes et al., 2016). Insgesamt lässt sich jedoch sagen, dass sich die Anwendungsfelder von Kurzimplantaten und Standardimplantaten nicht unterscheiden und sowohl festsitzende als auch herausnehmbare prothetische Versorgungen denkbar sind (Anitua et al., 2017; Toti et al., 2018). Zur Verbesserung des Implantatüberlebens kann an eine Kombination beider Implantatlängen oder auch das Einbeziehen der natürlichen Restbezahnung beitragen. Gleiches gilt für die Vergrößerung des Implantatdurchmessers und deren Geometrie (Tellemann et al., 2011; Wilhelm et al., 2014).

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte aufgezeigt werden, dass zukünftig das Anwendungsgebiet von Kurzimplantaten erweitert werden kann. Hierzu wurde die Kaubelastungen im Knochen um das Kurzimplantat gemessen und mit denen von Implantaten in Standardlänge verglichen. Dabei wurde besonderes Augenmerk darauf gelegt Überlastungen im umgebenden Knochen zu detektieren, welche beim Überschreiten der physiologischen Toleranz zu Knochenresorption und Implantatverlust führen können (Albrektsson et al., 2017; Geckili et al., 2012; Mouhyi et al., 2012). Hierbei wurden die bereits in früheren Finite-Elemente Studien nachgewiesenen hohen Belastungen im zervikalen Teil der Kortikalis ebenfalls festgestellt (Pierrisnard et al., 2003).

Die Messergebnisse der beiden Untersuchten Kurzimplantatsysteme unterschieden sich wie bereits beschrieben deutlich. In der Zusammenschau wird hierbei ersichtlich, dass die gemessenen Spannungswerte der Bicon-Implantate deutlich höher ausfielen, während die Messwerte der Straumann-Implantate nahe denen von Implantaten in Standardlänge

lagen (Araki et al., 2020; Bourauel et al., 2012). Dies deckt sich mit dem Umstand, dass die Hauptbelastung innerhalb der ersten 3 mm der Kortikalis zu messen ist (Pierresnard et al., 2003). Konkret bedeutet dies, dass die Belastung der untersuchten Bicon-Implantate gegebenenfalls eher zu einer knöchernen Überbelastung mit damit einhergehendem verfrühten Implantatverlust führen kann, als bei dem Konkurrenzmodell der Firma Straumann. Hierbei ist tatsächlich eine ähnliche Überlebensdauer wie bei Implantaten in Standardlänge zu erwarten, wenngleich auch das ungünstigere Kronen-Implantat-Verhältnis berücksichtigt werden muss. Diese Ergebnisse decken sich mit Daten anderer aktueller Studien, welche Kurzimplantate gleichwertig in der Versorgung mit Unterkieferprothetik sehen (Ravidà et al., 2019; Wilhelm et al., 2014). Eine notwendige Verifizierung durch Langzeitstudien steht jedoch noch aus.

Wird nun das Design der beiden untersuchten Implantatsysteme betrachtet, fällt zunächst das sich unterscheidende Gewinde auf. Die Implantate der Firma Bicon sind für die Insertion mittels Hämmern konzipiert, wohingegen die Straumann Implantate in den Knochen geschraubt werden. Da in der vorliegenden Studie jedoch von einer vollständigen Osseointegration ausgegangen wird spielt dieser Umstand nur eine untergeordnete Rolle. Interessanter ist jedoch der Übergang des Implantates zum Abutment. Hierbei bietet die typische Tulpenform des Straumann Implantates eine deutlich größere Kontaktfläche als der schmale Schaft des Bicon Implantates, was sich auch in den unterschiedlichen Messwerten widerspiegelt. Betrachtet man die höchsten Spannungswerte im das Implantat umgebenden Knochen fällt auf, dass diese sich auf den Übergang zwischen Implantat und Abutment konzentrieren. Der höchste hierbei ermittelte Wert betrug bei der median belasteten Bicon Brücke am distalen Implantat 290 MPa, wohingegen der Messwert an gleicher Stelle nur 52 MPa bei der Brücke auf Straumann Implantaten betrug. Konkret kann dieser Umstand zu einer vorzeitigen Materialermüdung und Versagen der prothetischen Versorgung führen. Bei den verwendeten Suprakonstruktionen wurde ersichtlich, dass die höchsten Belastungen bei der punktuellen Belastung im Bereich des Zwischengliedes der Brücke erzielt wurden. Die niedrigsten Belastungen traten bei gleichmäßiger Lastverteilung auf die Doppelkronen auf. Dies bedeutet je direkter die Kaukraft auf das Implantat auftritt und je gleichmäßiger sie auf die einzelnen Pfeiler verteilt ist, desto geringer fällt die Spannung im System aus.

Dies sollte bei der Planung der Implantatposition, -anzahl und der verwendeten Suprakonstruktion Beachtung finden. Hinsichtlich der in der Spongiosa gemessenen Dehnung gab es kaum Unterschiede bei den Messergebnissen. Diese lagen, unabhängig von Hersteller und Suprakonstruktion, zwischen 6 μ Strain und 15 μ Strain. Dies ist darauf zurückzuführen, dass sich die Hauptbelastung auf den kortikalen Knochen konzentrierte und nur wenig in den spongiösen Knochen übertragen wurde.

Bei der Interpretation der Ergebnisse der vorliegenden Studie sind gewisse Einschränkungen zu beachten. Dem verwendeten Knochensegment wurden isotrope und homogene Knocheneigenschaften zugewiesen, wohingegen die Knochenqualität bei realen Patienten stark variieren kann und dies in hohem Maße Einfluss auf die Sekundärstabilität eines Implantates haben kann (Holahan et al., 2016). Im Rahmen einer klinischen Studie könnte man diesem Sachverhalt Rechnung tragen und so noch validere Ergebnisse erhalten, welche sich näher an den realen anatomischen Bedingungen orientieren. Auch das Einwirken der Kaukräfte wurde zur Durchführung der FEM vereinheitlicht, um besser vergleichbare Messergebnisse zu erhalten und das Vorgehen für die unterschiedlichen Suprakonstruktionen standardisieren zu können. Im Rahmen des natürlichen Kautvorganges im stomatognathen System ändern sich jedoch der Belastungswinkel und auch die belasteten Flächen an Zähnen oder prothetischen Versorgungen kontinuierlich, was zu abweichenden Ergebnissen der im Knochen gemessenen Kräfte führen kann. Ein weiterer wichtiger Faktor ist der immer wieder angesprochene Allgemeinzustand des Patienten. Das Modell unserer Studie kann die multifaktoriellen Einflüsse innerhalb eines realen Patienten nur idealisiert abbilden. Einflussfaktoren wie Gesundheitszustand, Lebensstil, Mundhygiene und auch Habits können nur innerhalb einer klinischen Studie mit entsprechenden Einschlusskriterien für das Patientenkollektiv reproduziert werden. Abschließend lässt sich jedoch feststellen, dass die FEM ein wertvolles Tool zur Simulation von biomechanischen Abläufen im menschlichen Körper ist und ergänzend zu klinischen Untersuchungen einen Zugewinn an Informationen ermöglichen kann. Dies gilt auch im Bezug auf die in dieser Studie untersuchte Fragestellung. Die Verwendung von Kurzimplantaten in Kombination mit einer festsitzenden Prothetik erscheint als durchaus möglich.

1.5 Zusammenfassung

Implantate stellen eine wichtige Säule bei der prothetischen Versorgung von Patienten mit atrophischen Kieferkämme dar und können deutlich dazu beitragen den Komfort und die Stabilität unter Kaubelastung zu steigern. Bei unzureichendem Knochenangebot werden jedoch häufig aufwendige Augmentationen notwendig, um eine anschließende Implantation ermöglichen zu können. In diesen Fällen können Kurzimplantate eine attraktive Alternative darstellen und hierdurch gerade Patienten höheren Alters oder mit multiplen Vorerkrankungen diese zusätzlichen operativen Verfahren ersparen. In der klinischen Praxis ist der Einsatz der Kurzimplantate jedoch noch stark begrenzt, was auf den Mangel an Daten zum Langzeitüberleben gerade im Vergleich zu Implantaten in Standardlänge zurückzuführen ist. Hier setzt die vorliegende Studie an und ermittelt die in Knochen und Implantatsystem auftretenden Belastungen bei Versorgung mit unterschiedlichen Suprastrukturen. Hierzu wurden Implantate unterschiedlicher Makrogeometrie sowie drei unterschiedliche prothetische Versorgungsmittels μ CT in dreidimensionale Modelle umgewandelt und diese anschließend digital in ein idealisiertes Modell des posterioren Unterkiefers implantiert. Als Suprakonstruktionen wurde eine Einzelkrone, zwei verblockte Kronen und eine dreigliedrige Brücke mit Zwischenglied herangezogen. Anschließend konnte eine Analyse der einwirkenden Kräfte unter Belastung von 300 N durchgeführt werden. Diese wurde entweder auf den mesialen und distalen Anteil der Suprakonstruktion aufgeteilt oder wirkte punktuell auf das Zwischenglied oder den mesialen Anteil der Krone ein. Das unterschiedliche Design der Implantatsysteme hatte einen deutlichen Einfluss auf die ermittelten Spannungen im kortikalen Knochen, im Implantatsystem und auch auf die Verlagerung der Suprastruktur. Im Vergleich zu Implantaten mit Standardlänge wurden zum Teil höhere Spannungen beobachtet, welche zu einem frühzeitigen Versagen des Implantats während der Einheilphase oder zu einer späten zervikalen Knochenresorption führen können. Hieraus ergibt sich die dringende Notwendigkeit einer akkuraten Indikationsstellung sowie anschließender sorgfältiger Planung, um ein frühzeitiges Versagen der Kurzimplantate zu vermeiden und ähnlich gute Ergebnisse wie bei Verwendung von Implantaten in Standardlänge zu erzielen.

1.6 Literaturverzeichnis

Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman P-O, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol 2000*. 2017. 73: 41–50

Anitua E, Piñas L, Begoña L, Orive G. Long-term retrospective evaluation of short implants in the posterior areas: clinical results after 10-12 years. *J Clin Periodontol*. 2014. 41: 404–411

Anitua E, Piñas L, Orive G. Retrospective study of short and extra-short implants placed in posterior regions: influence of crown-to-implant ratio on marginal bone loss. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015. 17: 102–110

Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int J Implant Dent*. 2020. 6: 5

Azcarate-Velázquez F, Castillo-Oyagüe R, Oliveros-López L-G, Torres-Lagares D, Martínez-González Á-J, Pérez-Velasco A, Lynch CD, Gutiérrez-Pérez J-L, Serrera-Figallo M-Á. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. *J Dent*. 2019. 88: 103161

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

Chatvaratthana K, Thaworanunta S, Seriwatanachai D, Wongsirichat N. Correlation between the thickness of the crestal and buccolingual cortical bone at varying depths and implant stability quotients. 2012. *PLoS One* 12, e0190293

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Smoking and dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015. 43: 487–498

Compton SM, Clark D, Chan S, Kuc I, Wubie BA, Levin L. Dental Implants in the Elderly Population: A Long-Term Follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017. 32: 164–170

Di Fiore A, Vigolo P, Sivoilella S, Cavallin F, Katsoulis J, Monaco C, Stellini E. Influence of Crown-to-Implant Ratio on Long-Term Marginal Bone Loss Around Short Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019. 34: 992–998

Esposito M, Barausse C, Pistilli R, Sammartino G, Grandi G, Felice P. Short implants versus bone augmentation for placing longer implants in atrophic maxillae: One-year post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2015. 8: 257–268

Geckili O, Mumcu E, Bilhan H. The effect of maximum bite force, implant number, and attachment type on marginal bone loss around implants supporting mandibular overdentures: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012. 14 Suppl 1, e91-7

Hagi D, Deporter DA, Pilliar RM, Arenovich T. A targeted review of study outcomes with short (< or = 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *J Periodontol*. 2004. 75: 798–804

Han H-J, Kim S, Han D-H. Multifactorial evaluation of implant failure: a 19-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014. 29: 303–310

Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004. 91: 20–25

Holahan CM, Wiens JL, Weaver A, Assad D, Koka S. Relationship between systemic bone mineral density and local bone quality as effectors of dental implant survival. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012. 13: 29–33

Keenan JR, Veitz-Keenan A. The impact of smoking on failure rates, postoperative infection and marginal bone loss of dental implants. *Evid Based Dent*. 2016. 17: 4–5

Kim Y-K, Yun P-Y, Yi Y-J, Bae J-H, Kim S-B, Ahn G-J. One-Year Prospective Study of 7-mm-Long Implants in the Mandible: Installation Technique and Crown/Implant Ratio of 1.5 or Less. *J Oral Implantol*. 2015. 41: 30-5

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

Lops D, Bressan E, Pisoni G, Cea N, Corazza B, Romeo E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. *Int J Dent*. 2012. 35: 17-93

Lorenz J, Blume M, Korzinskas T, Ghanaati S, Sader RA. Short implants in the posterior maxilla to avoid sinus augmentation procedure: 5-year results from a retrospective cohort study. *Int J Implant Dent*. 2019. 5: 3

Medikeri RS, Pereira MA, Waingade M, Navale S. Survival of surface-modified short versus long implants in complete or partially edentulous patients with a follow-up of 1 year or more: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontal Implant Sci*. 2022. 52: 261–281

Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012. 14: 170–183

Naseri R, Yaghini J, Feizi A. Levels of smoking and dental implants failure: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2020. 47: 518–528

Nunes M, Almeida RF, Felino AC, Malo P, Araújo Nobre M de. The Influence of Crown-to-Implant Ratio on Short Implant Marginal Bone Loss. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016. 31: 1156–1163

Papaspyridakos P, Souza A de, 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 Implants Res*. 2018. 16: 8–20

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003. 5: 254–262

Ravidà A, Wang I-C, Barootchi S, Askar H, Tavelli L, Gargallo-Albiol J, Wang H-L. Meta-analysis of randomized clinical trials comparing clinical and patient-reported outcomes between extra-short (≤ 6 mm) and longer (≥ 10 mm) implants. *J Clin Periodontol*. 2019. 46: 118–142

Reich KM, Huber CD, Lippnig WR, Ulm C, Watzek G, Tangl S. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral Diseases*. 2011. 17: 33–44

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007. 7: 104-110

Schimmel M, Müller F, Suter V, Buser D. Implants for elderly patients. *Periodontol* 2000.2017. 73: 228–240

Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int*. 2016. 62: 85-92

Svezia L, Casotto F. Short Dental Implants (6 mm) Versus Standard Dental Implants (10 mm) Supporting Single Crowns in the Posterior Maxilla and/or Mandible: 2-Year Results from a Prospective Cohort Comparative Trial. *J Oral Maxillofac Res*. 2018. 9: 40-52

Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, Hartog L den, 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

Torres-Aleman A, Fernández-Estevan L, Agustín-Panadero R, Montiel-Company JM, Labaig-Rueda C, Mañes-Ferrer JF. Clinical Behavior of Short Dental Implants: Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med* 9. 2020

Toti P, Marconcini S, Enrica G, Pedretti G, Barone A, Covani U. The Influence of Prosthesis Design on the Outcomes of Tooth Implants Immediately Placed and Loaded by Means of One-Piece Titanium Machined Restoration. *J Oral Implantol*. 2018. 44: 87–93

Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Implant surface coating and bone quality-related survival outcomes through 36 months post-placement of root-form endosseous dental implants. *Ann Periodontol*. 2000. 5: 109-8

Weerapong K, Sirimongkolwattana S, Sastraruji T, Khongkhunthian P. Comparative study of immediate loading on short dental implants and conventional dental implants in the posterior mandible: A randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019. 34: 141–149

Wilhelm R, Hasan I, Keilig L, Heinemann F, Stark H, Bourauel C. Biomechanical investigations of the secondary stability of commercial short dental implants in porcine ribs. *Biomed Tech (Berl)*. 2014. 59: 507–513

Yu X, Xu R, Zhang Z, Yang Y, Deng F. A meta-analysis indicating extra-short implants (≤ 6 mm) as an alternative to longer implants (≥ 8 mm) with bone augmentation. *Sci Rep*. 2021. 11: 81-92

2. Veröffentlichung

Wagner, Christian & Herberg, Samira & Bourauel, Christoph & Stark, Helmut & Dörsam, Istabrak. (2023). Biomechanical analysis of different fixed dental restorations on short implants: a finite element study. Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik. 68. 10.1515/bmt-2022-0414.

Abstract

Although the use of short implants is becoming more common for patients with atrophic alveolar ridges, their use is still quite limited. This is due to the lack of data of long-term survival compared to standard-length implants.

The aim of this study was to determine the load in the bone and implant system with different superstructures.

Three kinds of prosthetic restorations were created on short implants based on CT-Data. Two short implants with different macro-geometries were used. The implants were inserted in idealised posterior lower mandibular segments and afterwards restored with a crown, a double splinted crown, and a bridge. The analysis was performed under load of 300 N either divided between a mesial and distal point or as a point load on the pontic/mesial crown.

The different design of the implant systems had a noticeable influence on the stress in the cortical bone, in the implant system, and the displacement of the superstructure as well. Compared with implants of standard length, higher stresses were observed, which can lead early failure of the implant during the healing period or a late cervical bone resorption. Precise indications are essential for short implants to avoid the failure of short implants.

Keywords: Short dental implants; Finite element analysis, stress, displacement, cortical bone.

1. Introduction

Even in the present time, implantation in atrophic residual ridge is a challenging treatment for dentists. Especially in cases with insufficient or long-term prosthetics the loss of bone volume and the resulting proximity to critical anatomical structures can cause complications [29].

The challenging atrophied ridges are in the mandibular posterior region close to inferior alveolar nerve and mental foramen. For the upper jaw, the posterior region at the maxillary sinus is critical.

To ensure a safe distance to the above-mentioned structures, it is necessary to perform a bone augmentation and/or a sinus lift. These procedures can run a higher risk of complications primarily with older patients or patients with a poor state of health. In particular when a general anaesthesia is required for the operation [11, 34]. Moreover, a vertical bone augmentation in the lower jaw is mostly not successful because of the lack of the stability.

Under such circumstances, the use of short dental implant systems can be an alternative, because the need of an augmentation drops out and the risk of complication, the length of treatment and the costs can be reduced.

In the last 10 years, ~~years~~ implants with a length of less than 10 mm were called short implants, while implants of 8 mm are already the standard today. This process of change demonstrates which development leaps the implant sector went through over the years. Nevertheless, the argumentation that implant length and implant survival are strongly connected remains [15, 20, 30, 34].

The critical view of the short implants in the past was based partly on old studies out of the early years and the absence of long-term studies.

The recent studies confirm the advantages of short implants. As part of current meta-analysis and systematic reviews, it could be proven that there are no significant differences in implant loss, peri-implant bone loss, complications or prosthetic failure in relation to different implant lengths [26, 35, 40]. Similar results have also been observed

in clinical trials [21, 33, 38]. Although the study situation has improved in the meantime, this has not yet arrived in everyday clinical practice.

The load on the peripheral bone around the implant is concentrated within the cervical 3 mm, which means within the cortical bone [7, 27]. This statement stresses the capabilities of short implants with a length of 4-5 mm [5]. Another reduction of implant components is hardly possible because the internal thread and the abutment-connection are the limiting factors.

Beside the length of implant systems, the diameter and geometry are important factors for the survival of the implant and distribution of the load into the surrounding bone [2, 6, 39]. A lengthening or increasing of the diameter of an implant extends the available surface area. The same applies to the alteration of the geometry.

Surface modifications can additionally enhance this effect [22, 32]. Furthermore, several studies have shown that bone quality, inflammatory processes and smoking affect the implant survival in a strong way [8, 14, 16, 17, 24, 37]. In contrast to natural dentition, implants are particularly susceptible to these factors. This can be seen in the rapid loss of bone in peri-implantitis compared to periodontitis. Due to the increasing clinical importance of implants, especially short implants, it is necessary to conduct further studies to create a better data base.

The aim of the present study was to analyse the load within the short implant and surrounding bone with different restorations: single crown, splinted crowns, and bridge and to compare the results with existing data of implants in standard length. This is to provide a statement as to whether the short implants can be used in an indication other than that recommended by the manufacturer or currently in clinical use.

2. Material and Methods

The finite element method (FEM) plays an important role in solving engineering problems in many fields of science and can be successfully applied in biomechanical analysis. It allows non-invasive analysis of material mechanical properties as well as very complicated biological geometries. A definite evaluation of the biomechanical

performance of the system can only be carried out using a realistic numerical model, thus requiring the precise reconstruction of the geometry. For this purpose, it is also of interest to properly describe the mechanical behaviour at the bone–implant interface.

Three-dimensional finite element (FE) models of short implants were constructed. The implants were inserted in the lower right posterior region of a mandible (Figure 1). Three fixed dental restorations were created to analyse the distribution of the load in the implant and in the surrounding bone. Moreover, two different implant systems were used to investigate the influence of implant geometry on the overall force distributions in the bone.

2.1 Model Generation and their Components

Straumann® Standard Plus (4.1 x 4.0 mm², Straumann, Basel, Switzerland) and Bicon® Integra-CP implant (5.0 x 5.0 mm², Bicon, Bosten, USA) were used in this study. The main difference between the two systems is that Straumann implants are screwed into the bone, whereas Bicon implants are hammered. However, the insertion method was not a part of the numerical simulation. The implants in this study were considered to be fully osseointegrated.

The μ CT data (Sky Scan 1174, SKYSCAN, Belgium) was used to reconstruct the implant geometries. CT data of edentulous lower jaw were used to create an individual mandible model (ethical committee of the University of Bonn; No. 258/12). The right segment was selected in the premolar region to insert the implants. The cortical thickness of the segment was 3 mm with a core of spongy bone. Special attention was given to the nerve canal to detect the effects of insertion depth to the nerve and of shortened implant's length.

The insertion depth of the two implant systems was not identical and was based on the recommendation of the manufacturer and clinical experience as well. Bicon implants were inserted about 2 mm under the cervical cortical bone.

Three kinds of superstructure were considered in this study: Single crown, two splinted crowns in premolar region, and a 3-unit fixed bridge from the lower first premolar to the lower first molar region. The superstructures that were applied for both implant systems

were identical; however, small individualisations in the region of abutments were performed to fit the different superstructures on the abutment. This similar construction of the models allowed a high degree of reproducibility and optimal positioning.

The abutment for both implant systems was considered as one piece to the implant to simplify the analysis. Since this issue not the focus of this analysis. The three superstructures are relined on the abutment with a thin reline layer of 0.5 mm. this condition was realised in the FE model by considering a glue contact between the abutment and superstructure.

At first, mimics research 17.0 (Materialise NV, Leuven Belgium) was used to generate three-dimensional geometry of the implants and mandible bone based on the μ CT data for the implants and CT data for the mandible. In the next step, 3matic (Materialise NV, Leuven Belgium) was used to connect all the various parts and proceed them to 4-noded tetrahedral element models. At last, the parts were imported into the Marc/Mentat 2010 (MSC Software, Santa Ana, CA-USA) to define the material properties and boundary conditions. All materials were considered to be homogenous and isotropic.

2.2 Boundary Conditions

The superstructures were loaded with a total force of 300 N in an angle of 30° from its long axis in bucco-lingual direction. Various loading positions were identified: In the model of the single crown, the load was applied at the central fissure, in the model of the two splinted crowns, the load was applied at two different locations: In the first condition, it was loaded in the central fissure (blue) of both teeth, in the second condition, only at the mesial one (orange). In the model of the bridge, the superstructures were loaded in two different loading positions as well: In the first condition, the force was applied in the central fissure of the abutment teeth, whereas in the second condition, the pontic was loaded.

3. Results

3.1 Displacement of the Restoration

In general, the displacement of the superstructures in all cases was higher with Bicon implants than with Straumann implants.

The displacement of the single crown was 0.067 mm for Bicon and 0.043 mm for Straumann.

Under mesial/distal loading, the Bicon double crowns had a displacement of 0.061 mm and the Straumann double crown of 0.049 mm. Under mesial load, the values were 0.062 mm for Bicon and 0.049 mm for Straumann.

The displacement of the superstructure was 0.069 mm for the bridge on Bicon implants under mesial/distal loading and 0.076 mm for the bridge under a median load. In comparison, the displacement under mesial/distal loading of the Straumann bridge was only 0.037 mm and 0.041 mm under a median force application.

3.2 Stress in the Cortical Bone

The stress in the cortical bone showed large differences in the measured values of both implant systems.

For the Bicon single crown, a peak value of 120 MPa was observed compared to 41 MPa for the Straumann single crown. The median loaded double crown is reported to be 135 MPa for Bicon and 54 MPa for Straumann. For mesial/distal loaded double crowns, Bicon achieved 120 MPa and Straumann 50 MPa.

The stress measured for both the median and mesial/distal loading of the Bicon bridge is 125 MPa. The stress in the bone with a bridge on Straumann implants was 38 MPa in the first case and 34 MPa in the second case.

Overall, the stress in the cortical bone with the Straumann implants was noticeably lower than the values observed with the Bicon implants in all cases.

3.3 Stress in the Implant and Abutments

The stress measured in the implants showed a dependence not only on the implant system being used, but on the location where the load was applied as well.

The stress within Bicon implant with single crown was 125 MPa and the Straumann value was 54 MPa.

The mesial loaded double crown from Bicon gave a stress of 100 MPa mesial and 90 MPa distal. For a mesial/distal load, 90 MPa mesial and 95 MPa distal. Straumann's results were noticeably lower at 50 MPa mesial and 45 MPa distal under median loading of the splinted double crowns. For mesial/distal loading, the stress in the implants is 56 MPa mesial and 66 MPa distal for double crown restorations.

The stress within the implants with a bridge under median loading was 240 MPa mesial and 290 MPa distal for Bicon implants. In the case of a mesial/distal load, the measurement results were 222 MPa mesial and 210 MPa distal. For Straumann implants, the stress was 46 MPa mesial and 52 MPa distal and in the latter case 41 MPa mesial and 49 MPa distal.

3.4 Strain in the Spongy Bone

The strain in the spongy bone was almost identical in both implant systems and very low overall. This is due to the fact that the main loading was concentrated within the cortical bone and only little is transferred into the spongy bone.

A value of 6 μ strain was observed in the single crowns. This applies to both Straumann and Bicon implants. In the double crowns and in the bridges as superconstruction, the strain measured in the cancellous bone is 15 μ strain, regardless of the implant system used.

4. Discussion

Short implants offer many advantages over standard-length implants in the region with atrophied residual ridge in particular for case where bone augmentation is extensive or even not possible [9, 31].

However, the clinical applications of short implants are still very restricted. This is directly related to other studies that have shown reduced implant survival compared to regular implant lengths. Nevertheless, the implant survival of the short implants was still over 85 percent over 1-5 years [13, 19, 26]. As already described, current studies show implant survival similar to that of standard-length implants [13, 35, 40]. By eliminating pre-implantation bone augmentation and the associated health requirements for the patient, short implants open up completely new possibilities for prosthetic care. Patients who previously could only be treated with removable dentures are given the option of being treated with a fixed one [9, 11, 34]. The limiting factor is the unfavourable crown-to-implant ratio, which results from the increased distance to the occlusal plane, which has to be bridged by the superstructure [10, 18, 25]. This must be observed in clinical practice in order to prevent early implant failure. In principle, short implants can be used equivalent to standard-length implants. Both the fixation of removable dentures and fixed restorations are conceivable [3, 36]. The combination with standard-length implants, where anatomical conditions allow, may help improve stability and reduce implant loss, although there are currently no studies to support this. The enlargement of the diameter to improve the osseointegration, however, has already been proven by studies [34, 39].

The aim of this study was to analyse the effects of the concentration of load in the bone surrounding implants using different superstructures and to show whether the field of indications of short dental implants can be expanded in the future. The highly critical point for short implants over standard-length implants is the overloading of the surrounding bone beyond the physiological tolerance, which then leads to local bone resorption and, over time, to the loss of the implant [1, 12, 23].

It is already known from previous finite element analysis that the stress is concentrated in the cervical part of the cortical bone [27]. This is also where the greatest stress can be detected in our investigation.

There are large differences in the measured stress values between the implant systems from Bicon and Straumann. The highest stress measured in the cortical bone was 135 MPa for the double crown on Bicon implants. The comparative value at Straumann implants was 54 MPa. As already described, the measured values were similar for the other superstructures and loadings.

Comparing the obtained results with those from standard-length implants, it becomes clear that the measured values for the Bicon implants are significantly higher, whereas the stress for the Straumann implants is in a similar range to those of standard-length implants [4, 6]. This is supported by the fact that the main stress within the cortical bone occurs in the first 3 mm of the implant [27]. Only the crown-to-implant ratio is better due to the increased length of the standard implants. This means that the local stress in the cortical bone of the Bicon short implants compared to the standard-length implants can lead to overloading and thus to premature implant loss. With the Straumann implants, on the other hand, a similar durability can be expected with similar stress values. This is consistent with data from recent studies showing that short implants may be an equivalent option for mandibular prosthetics, although data on long-term outcomes are still lacking [28, 39].

A major difference between Bicon and Straumann implants is the design of the thread. Bicon implants are hammered into the bone whereas Straumann implants are screwed. The transition from implant to abutment has also been designed differently between the two systems. At Straumann, the tulip shape offers a larger contact area than the narrow stem of Bicon. This can explain why there are noticeable differences among the stress values within the surrounding bone for both implant systems. The highest measured values were concentrated at the transition between the implant and the abutment. The highest value measured was 290 MPa on the distal implant of the median-loaded Bicon bridge. In comparison, the value at the same region for the Straumann bridge was 52 MPa. This higher load at a point of lower resistance can lead to faster material fatigue and loss of the implant. The type of superstructure and the point at which the load was applied had an impact on the measured values as well. The highest stress was obtained with the load was applied on the pontic of the bridge and lowest when the load was applied on both sides of the double crown. It can therefore be stated that both the position of inserted implants and consequently the kind of restoration over them have an influence on the

long-term survival of the short implant. The strain measured in the cancellous bone varied a little between the implant systems and the superstructures used. A value of 6 μ Strain was observed for the single crowns and a value of 15 μ strain for bridges and double crowns. This was independent of the place of loading or the manufacturer. Concerning the results from the present study, some limitations should be considered. One important issue was the use of isotropic homogeneous bone properties. The bone quality in patients often differs highly and so there are differences in secondary stability. In the context of a clinical study, these differences in bone quality could have been represented by appropriate selection of the subjects. This would bring the results much closer to the real anatomical conditions [16]. The situation is similar to the masticatory forces, which act on the superstructure at a defined angle at defined points within the framework of the FEM. During the real chewing process, both the angle of the occurring load and the loaded area change. Furthermore, the state of health of the patient, their lifestyle and oral hygiene have an impact on the survival of the implant. These factors cannot be replicated outside of a clinical study, but would affect the osseointegration and the outcome [8, 9]. The FEM in this study can only examine idealized conditions, which can differ from the real conditions in everyday clinical practice.

5. Conclusion

In summary, based on the results, it can be said that short implants in the atrophied jaw can certainly represent a therapy option. Avoiding complex augmentations can be an advantage, especially for patients with a poor state of health, so that they are of particular importance here.

In this study, the measured values for the Straumann implants were slightly better than those from the Bicon company. This can probably be traced back to the differences in thread design and form of application and would have to be further examined as part of a clinical investigation. Compared to standard-length implants, the values are very similar, which is consistent with the current study situation.

To improve durability, it may make sense to increase the diameter or enhance the number of implants. Whether a combination with longer implants makes sense must first be examined in further studies.

6. References

1. Albrektsson, T., Chrcanovic, B., Östman, P.-O., and Sennerby T. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontology* 2017;73:41–50.
2. Anitua, E., Piñas, L., Begoña, L., and Orive G. Long-term retrospective evaluation of short implants in the posterior areas: clinical results after 10-12 years. *Journal of clinical periodontology* 2014;41:404–411.
3. Anitua, E., Piñas, L., and Orive, G. Retrospective study of short and extra-short implants placed in posterior regions: influence of crown-to-implant ratio on marginal bone loss. *Clinical implant dentistry and related research* 2017;17:102–110.
4. Araki, H., Nakano, T., Ono, S., and Yatani, H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *International journal of implant dentistry* 2020;6:1-5.
5. Azcarate-Velázquez, F., Castillo-Oyagüe, R., Oliveros-López, L.-G., Torres-Lagares, D., Martínez-González, Á.-J., Pérez-Velasco et al. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. *Journal of dentistry* 2019;88:103-161.
6. Bourauel, C., Aitlahrach, M., Heinemann, F., and Hasan, I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 2012;57:21–32.
7. Chatvaratthana, K., Thaworanunta, S., Seriwatanachai, D., and Wongsirichat, N. Correlation between the thickness of the crestal and buccolingual cortical bone at varying depths and implant stability quotients. 2017;12:e0190293.

8. Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., and Wennerberg, A. Smoking and dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry* 2015;43:487–498.
9. Compton, S. M., Clark, D., Chan, S., Kuc, I., Wubie, B. A., and Levin, L. Dental Implants in the Elderly Population: A Long-Term Follow-up. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2017;32:164–170.
10. Di Fiore, A., Vigolo, P., Sivoilella, S., Cavallin, F., Katsoulis, J., Monaco, C. et al. E. Influence of Crown-to-Implant Ratio on Long-Term Marginal Bone Loss Around Short Implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2019;34:992–998.
11. Esposito, M., Barausse, C., Pistilli, R., Sammartino, G., Grandi, G., and Felice, P. Short implants versus bone augmentation for placing longer implants in atrophic maxillae: One-year post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *European journal of oral implantology* 2015; 8:257–268.
12. Geckili, O., Mumcu, E., and Bilhan, H. The effect of maximum bite force, implant number, and attachment type on marginal bone loss around implants supporting mandibular overdentures: a retrospective study. *Clinical implant dentistry and related research* 2012;14: 91-7.
13. Hagi, D., Deporter, D. A., Pilliar, R. M., and Arenovich, T. A targeted review of study outcomes with short (≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of periodontology* 2004;75:798–804.
14. Han, H.-J., Kim, S., and Han, D.-H. Multifactorial evaluation of implant failure: a 19-year retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2014;29:303–310.
15. Himmlová, L., Dostálová, T., Kácvský, A., and Konvicková, S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;91:20–25.
16. Holahan, C. M., Wiens, J. L., Weaver, A., Assad, D., and Koka, S. Relationship between systemic bone mineral density and local bone quality as effectors of

dental implant survival. *Clinical implant dentistry and related research* 2011;13:29–33.

17. Keenan, J. R. and Veitz-Keenan, A. The impact of smoking on failure rates, postoperative infection and marginal bone loss of dental implants. *Evidence-based dentistry* 2016;17:4–5.

18. Kim, Y.-K., Yun, P.-Y., Yi, Y.-J., Bae, J.-H., Kim, S.-B., and Ahn, G.-J. One-Year Prospective Study of 7-mm-Long Implants in the Mandible: Installation Technique and Crown/Implant Ratio of 1.5 or Less. *The Journal of oral implantology* 2015;41:30-5.

19. Lemos, C. A. A., Ferro-Alves, M. L., Okamoto, R., Mendonça, M. R., and Pellizzer, E. P. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry* 2016;47:8–17.

20. Lops, D., Bressan, E., Pisoni, G., Cea, N., Corazza, B., and Romeo, E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. *International journal of dentistry* 2013;2013:351793.

21. Lorenz, J., Blume, M., Korzinskas, T., Ghanaati, S., and Sader, R. A. Short implants in the posterior maxilla to avoid sinus augmentation procedure: 5-year results from a retrospective cohort study. *International journal of implant dentistry* 2019;5:1-3.

22. Medikeri, R. S., Pereira, M. A., Waingade, M., and Navale, S. Survival of surface-modified short versus long implants in complete or partially edentulous patients with a follow-up of 1 year or more: a systematic review and meta-analysis. *Journal of periodontal & implant science* 2022;52:261–281.

23. Mouhyi, J., Dohan Ehrenfest, D. M., and Albrektsson, T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clinical implant dentistry and related research* 2012;14:170–183.

24. Naseri, R., Yaghini, J., and Feizi, A. Levels of smoking and dental implants failure: A systematic review and meta-analysis. *Journal of clinical periodontology* 2020;47:518–528.
25. Nunes, M., Almeida, R. F., Felino, A. C., Malo, P., and Araújo Nobre, M. de. The Influence of Crown-to-Implant Ratio on Short Implant Marginal Bone Loss. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2016;31:1156–1163.
26. Papaspyridakos, P., Souza, A. de, Vazouras, K., Gholami, H., Pagni, S., and 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. *Clinical oral implants research* 2018;29:8–20.
27. Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P., and Barquins, M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical implant dentistry and related research* 2003;5:254–262.
28. Ravidà, A., Wang, I.-C., Barootchi, S., Askar, H., Tavelli, L., Gargallo-Albiol, et al. H.-L. Meta-analysis of randomized clinical trials comparing clinical and patient-reported outcomes between extra-short (≤ 6 mm) and longer (≥ 10 mm) implants. *Journal of clinical periodontology* 2019;46:118–142.
29. Reich, K. M., Huber, C. D., Lippnig, W. R., Ulm, C., Watzek, G., and Tangl, S. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral Diseases* 2011;17:33–44.
30. Renouard, F. and Nisand, D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research* 2005;7:104-110.
31. Schimmel, M., Müller, F., Suter, V., and Buser, D. Implants for elderly patients. *Periodontology* 2017;73:228–240.
32. Smeets, R., Stadlinger, B., Schwarz, F., Beck-Broichsitter, B., Jung, O., Precht et al. T. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed research international* 2016 Jul 11. DOI: 10.1155/2016/6285620 [epub ahead of print]

33. Svezia, L. and Casotto, F. Short Dental Implants (6 mm) Versus Standard Dental Implants (10 mm) Supporting Single Crowns in the Posterior Maxilla and/or Mandible: 2-Year Results from a Prospective Cohort Comparative Trial. *Journal of oral & maxillofacial research* 2018; 9:3-4.
34. Telleman, G., Raghoobar, G. M., Vissink, A., Hartog, L. den, Huddleston Slater, J. J. R., and Meijer, H. J. A. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of clinical periodontology* 2011;38:667–676.
35. Torres-Aleman, A., Fernández-Estevan, L., Agustín-Panadero, R., Montiel-Company, J. M., Labaig-Rueda, C., and Mañes-Ferrer, J. F. Clinical Behavior of Short Dental Implants: Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of clinical medicine* 2020;10:3271.
36. Toti, P., Marconcini, S., Enrica, G., Pedretti, G., Barone, A., and Covani, U. The Influence of Prosthesis Design on the Outcomes of Tooth Implants Immediately Placed and Loaded by Means of One-Piece Titanium Machined Restoration. *The Journal of oral implantology* 2018;44:87–93.
37. Truhlar, R. S., Morris, H. F., and Ochi, S. Implant surface coating and bone quality-related survival outcomes through 36 months post-placement of root-form endosseous dental implants. *Annals of periodontology* 2000;5:109-8.
38. Weerapong, K., Sirimongkolwattana, S., Sastraruji, T., and Khongkhunthian, P. Comparative study of immediate loading on short dental implants and conventional dental implants in the posterior mandible: A randomized clinical trial. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2019;34:141–149.
39. Wilhelm, R., Hasan, I., Keilig, L., Heinemann, F., Stark, H., and Bourauel, C. Biomechanical investigations of the secondary stability of commercial short dental implants in porcine ribs. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 2014;59:507–513.

40. Yu, X., Xu, R., Zhang, Z., Yang, Y., and Deng, F. A meta-analysis indicating extra-short implants (≤ 6 mm) as an alternative to longer implants (≥ 8 mm) with bone augmentation. *Scientific reports* 2021;11:8152.

3. Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. dent. H. Stark sowie im Besonderen meiner Betreuerin Frau Priv.-Doz. Dr. med. dent. Dr. rer. nat. I. Doersam, MSc. B.D.S., ohne deren Hilfe diese Doktorarbeit niemals möglich gewesen wäre.