

Einfluss von zwei unterschiedlichen Aufbaudesigns auf den zervikalen Knochen um Dentalimplantate

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Ina Dorothea Gloßner, geb. Bachhausen

aus Solingen

2026

Angefertigt mit der Genehmigung

der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: Frau PD. Dr. Dr. Istabrak Dörsam
2. Gutachter: Herr Prof. Dr. Dr. Christian Kirschneck

Tag der mündlichen Prüfung: 13.03.2026

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	5
1. Einleitung	6
1.1 Implantologie	7
1.1.1 Aufbau dentaler Implantate	7
1.1.2 Implantat-Abutments und Geometrien	14
1.1.3 Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantaten	16
1.2 Implantatstabilität und marginaler Knochenverlust (MBL)	18
1.2.1 Messmethoden für die Implantatstabilität	18
1.2.2 Der marginale Knochenverlust (MBL)	22
1.3 Ziel der Untersuchung	24
2. Material und Methoden	26
2.1 Ethische Aspekte und Studiendesign	26
2.2 Patientenpopulation und Studiengruppen	28
2.3 Datenquellen und Datenerhebung	30
2.3.1 Allgemeine Untersuchungen	30
2.3.2 Implantatstabilität	31
2.3.3 Marginaler Knochenverlust (MBL)	31
2.4 Statistische Datenanalyse	34
3. Ergebnisse	35
3.1 Deskriptive Statistik	35
3.2 Verlauf des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit	45
3.3 Verlauf der Sondierungstiefen über die Zeit	46

3.4	Vergleichende Analyse des MBL	47
3.4.1	Zahnregionen	47
3.4.2	Konus versus Aufliegend	49
3.4.3	Kombination von Konus versus Aufliegend und Zahnregionen	50
3.5	Vergleichende Analyse der Sondierungstiefen	52
3.5.1	Zahnregionen	52
3.5.2	Konus versus Aufliegend	53
3.5.3	Kombination von Konus versus Aufliegend und Zahnregionen	55
4.	Diskussion	57
4.1	Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse	57
4.2	Diskussion der Ergebnisse unter Berücksichtigung der vorhandenen Evidenz	59
4.3	Stärken und Limitationen der Studie	65
4.4	Schlussfolgerung	67
5.	Zusammenfassung	69
6.	Abbildungsverzeichnis	71
7.	Tabellenverzeichnis	72
8.	Literaturverzeichnis	73
9.	Erklärung zum Eigenanteil	91
10.	Danksagung	92

Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer-aided manufacturing
CRA	Cutting Torque Resistance Analysis
DVT	Digitale Volumencomputertomographie
GPa	Gigapascal
IAC	Implantat-Abutment-Interfaces
ISQ	Implantatstabilitätsquotient
K	Konus
MBL	MBL Mean Bone Loss (mittlerer Knochenverlust)
mm	Millimeter
N	Newton
PEEK	Polyetheretherketon
PM	Platform-Matched
PS	Platform-Switching
RCT	Randomized controlled trial
RFA	Resonanzfrequenzanalyse

1. Einleitung

Die moderne Implantologie hat sich in den letzten Jahrzehnten zu einem zentralen Bestandteil der zahnmedizinischen Versorgung entwickelt. Dentalimplantate bieten Patienten nicht nur eine stabile Grundlage für verschiedene prothetische Versorgung, sondern tragen auch zur Wiederherstellung der Kaufunktion, Ästhetik und Lebensqualität bei (Gupta et al., 2024a). Die langfristige Erfolgsrate dieser Implantate hängt jedoch maßgeblich von der Qualität der Osseointegration und der Stabilität der periimplantären Gewebestrukturen ab (Javed et al., 2013). Ein zentraler Aspekt für den Erfolg ist die Vermeidung von marginalem Knochenabbau, der sich negativ auf die Langlebigkeit und Stabilität der Implantat-getragenen Versorgung auswirken kann (Arai et al., 2024).

In der Literatur ist ein Zusammenhang zwischen dem Design der Implantat-Abutment-Verbindung und der Höhe des periimplantären Knochens beschrieben worden (Pérez-Sayans et al., 2022; Steigenga et al., 2003). Abutments, die einen Mikropalt in der Verbindungsstelle aufweisen, könnten die Infiltration von Mikroorganismen begünstigen und dadurch eine Entzündungsreaktion im umliegenden Gewebe hervorrufen (Jansen et al., 1997). Eine Entzündung kann wiederum zu Knochenverlust führen, was eine Herausforderung für die langfristige Stabilität und Funktionalität des Implantats darstellt (Rokaya et al., 2020).

Ein neues Konzept, das sogenannte Plattform-Switch-Prinzip, sieht eine modifizierte Anschlussgeometrie vor, bei der ein konischer Übergang oder eine plattformverlagerte Verbindung zwischen Implantat und Abutment geschaffen wird (Guerra et al., 2014a). Diese Konstruktion soll die mikrobiellen Belastungen reduzieren und die periimplantären Gewebe besser schützen. Dieses Konzept eröffnet den Behandlern die Möglichkeit, bei identischem Implantatdurchmesser zwischen verschiedenen Abutment-Designs zu wählen und diese an die individuellen anatomischen und prothetischen Anforderungen anzupassen (Guerra et al., 2014b).

1.1 Implantologie

1.1.1 Aufbau dentaler Implantate

Der Aufbau dentaler Implantate, die als Verankerung für prothetische Restaurationen dienen, ist von entscheidender Bedeutung für die Wiederherstellung der Funktion fehlender Zähne. Diese Implantate zeichnen sich durch ihre aus zwei Teilen bestehende Konstruktion aus und bieten eine effiziente und funktionale Methode für den Zahnersatz. Der untere Teil des Zahnimplantats, der chirurgisch in den Kieferknochen eingesetzt wird, steht in direktem Kontakt mit dem Knochen. Während der Einheilungsphase wächst der Knochen um das Implantat herum und bildet eine feste Verbindung ohne Bindegewebsschicht, welches eine strukturelle und funktionelle Stabilität ergibt („Osseointegration“) (Guglielmotti et al., 2019). Dieser Prozess ist entscheidend, da er die natürliche Zahnwurzel imitiert und eine dauerhafte Verankerung des Implantats im Kiefer gewährleistet. Der obere Teil des Implantats, das sogenannte Abutment, wird auf den herausragenden Teil des unteren Implantatkörpers aufgesetzt und dient als Verbindungselement zur prothetischen Suprakonstruktion (Gupta et al., 2024b).

Zahnärztliche Implantate können entweder als einteilige oder als zweiteilige Systeme konzipiert sein. Einteilige Implantate bestehen aus einem Stück und sind typisch für einige Zirkoniumdioxid-Implantate. Sie heilen transgingival, also offen, ein. Bei zweiteiligen Implantaten ist das Abutment üblicherweise mittels einer Schraube lösbar mit dem Implantatkörper verbunden. Diese Konstruktion ermöglicht eine geschlossene oder offene Einheilung, je nachdem, ob ein Healing-Abutment oder ein Gingivaformer verwendet wird. Ein signifikanter Vorteil zweiteiliger Systeme liegt in der Anpassungsfähigkeit der Gingiva an die Form des Abutments, was für eine optimale ästhetische und funktionelle Integration sorgt (De Oliveira Limírio et al., 2020).

Ein wesentlicher Vorteil implantologischer Versorgungen besteht darin, dass sie keine Beeinträchtigung der benachbarten gesunden Zähne erfordern, wie es bei zahngetragenen Brücken der Fall ist. Sie verhindern außerdem den Atrophie des Alveolarknochens, indem sie die Knochenregeneration anregen und die Knochenform erhalten (Elsubeihi und Attard, 2003). Die Implantat-getragene Zahnkrone bietet eine natürliche Optik und stellt die Kaufunktion effektiv wieder her. Darüber hinaus werden Unannehmlichkeiten

vermieden, welche mit herausnehmbaren Zahnersatz einhergehen können. Zusammenfassend bildet der Aufbau dentaler Implantate ein hochkomplexes System, das auf der Integration von Material, Design und chirurgischen Techniken beruht, um eine effektive, ästhetische und langfristige Lösung für den Ersatz fehlender Zähne zu bieten.

Dieser Kapitelabschnitt thematisiert die kritischen Aspekte der Materialauswahl für Zahnimplantate, die aufgrund ihrer essentiellen Rolle in der modernen Zahnmedizin von größter Bedeutung sind. Diese Materialien müssen spezifische Anforderungen erfüllen, um sowohl mechanischen Belastungen standzuhalten als auch biokompatibel zu sein. Zahnimplantate sind hohen mechanischen Belastungen ausgesetzt, insbesondere während des Kauens und Beißens. Die maximale Bisskraft bei natürlichen Zähnen variiert zwischen 100 und 800 N, Die normale Kaukraft liegt im Bereich weniger Newton bis 200 N, abhängig von der Position des Zahns im Kiefer und der Nahrung (Takaki et al., 2014; Wolf et al., 2012). Daher ist es unerlässlich, dass das Implantatmaterial über ausreichende mechanische Eigenschaften im Bereich der Zugfestigkeit und des Elastizitätsmoduls verfügt.

Ein weiterer entscheidender Faktor bei der Materialwahl ist die Biokompatibilität. Da das Implantat in direktem Kontakt mit vitalem Knochengewebe steht, ist es von höchster Wichtigkeit, dass das Material gut verträglich ist und keine pathologischen Entzündungs- oder Abbauprozesse hervorruft (Saini et al., 2015). Reintitan, das mindestens 99,75 % Titan enthält, wird häufig für Implantatkörper verwendet, während Titanlegierungen für stärker beanspruchte und kleindimensionierte Teile wie Schrauben und Abutments bevorzugt werden (Özcan und Hämmerle, 2012). Diese Materialien bieten eine hohe Gewebeverträglichkeit und unterstützen effektiv die Osseointegration sowie eine gute Weichgewebsadaptation an der Mukosadurchtrittsstelle. Neben Titan kommen auch Zirkoniumdioxid-Implantate zum Einsatz, um eine komplett metallfreie Versorgung zu ermöglichen (Comisso et al., 2021). Die Ergebnisse von systematischen Übersichtsarbeiten zeigen, dass die ästhetischen und klinischen Vorteile sowie die Überlebens- und Erfolgsrate von Zirkoniumdioxidimplantaten im Allgemeinen gleichwertig oder sogar besser sind als die von Titanimplantaten (Comisso et al., 2021; Padhye et al., 2023). Studien legen nahe, dass Zirkonoxidimplantate mit modifizierten Oberflächen ähnliche Osseointegrationsmerkmale aufweisen wie Titanimplantate (Depprich et al., 2008; Kubasiewicz-Ross et al., 2018).

Ein weiterer wesentlicher Faktor für die erfolgreiche Osseointegration ist die mikro- und makroskopische Oberflächenbeschaffenheit der Implantate (Rupp et al., 2018). Im Bereich des Knochenkontaktes werden subtraktive Methoden wie Korundstrahlung, Säureätzung oder Laserbehandlung zur Oberflächenrauung eingesetzt, diese Vorgänge unterstützen die Zelladhäsion der Osteoblasten. Additive Verfahren wie die Hydroxylapatitbeschichtung kommen ebenfalls zur Anwendung (Chopra et al., 2020). Zahnimplantate erfordern eine sorgfältige Auswahl an Materialien, die nicht nur den mechanischen Belastungen standhalten, sondern auch eine hohe Biokompatibilität aufweisen, um eine effektive und dauerhafte Integration in den Knochen zu gewährleisten.

Metalle

In der Entwicklung von Implantatmaterialien hat sich die Materialwahl als entscheidend für die Langzeitbeständigkeit und Biokompatibilität der Implantate herausgestellt. Anfänglich wurden verschiedene Metalle wie Gold, Platin, rostfreier Stahl und Kobalt-Chrom-Legierungen erprobt (Kandavalli et al., 2021). Allerdings führten diese Materialien meist zu negativen Gewebereaktionen und zeigten nicht-biokompatible Eigenschaften, was ihre langfristige Verwendung in der Implantologie einschränkte.

Die Wahl eines geeigneten Implantatmaterials fiel schließlich auf Titan. Durch seine Eigenschaften erwies es sich als äußerst geeignet, und wird heute überwiegend in der Implantatproduktion genutzt. Dieses Metall zeichnet sich durch seine Verträglichkeit und Reaktivität aus. Besonders hervorzuheben ist die Eigenschaft von Titan, bei Kontakt mit anderen Elektronen eine schützende Oxidschicht zu bilden, die chemischen Angriffen widersteht. Diese Oxidschicht trägt wesentlich zur Biokompatibilität von Titan bei, da sie das Metall inert in lebenden Geweben macht und somit eine Abstoßungsreaktion verhindert (Jorge et al., 2013).

Ein weiterer wichtiger Aspekt bei der Verwendung von Titan als Implantatmaterial ist dessen mechanische Festigkeit. Titan weist eine hohe Zugfestigkeit auf, während sein Elastizitätsmodul im Vergleich zu anderen metallischen Biomaterialien wie rostfreiem Stahl und Cobalt-Legierungen relativ niedrig ist (etwa 100–110 GPa im Vergleich zu 206 bzw. 240 GPa). Diese Eigenschaft ist besonders relevant, da der Elastizitätsmodul von Titan näher an den für Knochen berichteten Werten zwischen 17 und 28 GPa liegt (Brizuela

et al., 2019; Hoque et al., 2022). Diese Ähnlichkeit im Elastizitätsmodul zwischen Titan und Knochen unterstützt eine bessere Integration und Stressverteilung an der Implantat-Knochen-Grenze (Brizuela et al., 2019).

Um die Eigenschaften von Titan weiter zu optimieren, wurden verschiedene Titanlegierungen entwickelt. Diese Legierungen enthalten Elemente wie Eisen, Stickstoff, Vanadium, Kohlenstoff und Wasserstoff. Eine der am häufigsten verwendeten Legierungen in der Zahnimplantologie ist Ti-6Al-4V, eine Legierung aus Titan, Aluminium und Vanadium (Hoque et al., 2022). Eine weitere interessante Legierung ist Ti-6Al-7Nb, die ursprünglich für chirurgische Implantate entwickelt wurde und ebenfalls vielversprechende Eigenschaften für zahnmedizinische Anwendungen aufweist (Nicholson, 2020). Die mechanischen Eigenschaften von Reintitan und diesen Titanlegierungen, insbesondere die erhöhte Zugfestigkeit und Streckgrenze ohne signifikante Steigerung des Elastizitätsmoduls, sind in der Tabelle 1 dargestellt (Osman und Swain, 2015). Schlussfolgernd lässt sich feststellen, dass Titan und seine Legierungen aufgrund ihrer überlegenen mechanischen Eigenschaften und hervorragenden Biokompatibilität zu den bevorzugten Materialien für Zahnimplantate geworden sind. Diese Materialien erfüllen die erforderlichen Standards, um eine sichere und langfristig erfolgreiche Implantation zu gewährleisten.

Tab. 1: Mechanische Eigenschaften von Titan und seinen Legierungen

Quelle: Osman und Swain, 2015

Material	E-Modul [GPa]	0.2 % Dehngrenze [MPa]	Druckfestigkeit [MPa]
Ti Reintitan – Grad 1	102,7	170	240
Ti Reintitan – Grad 2	102,7	275	345
Ti Reintitan – Grad 3	103,4	380	450
Ti Reintitan – Grad 4	104,1	485	550
Ti-6Al-4V (geglüht)	110–114	825–869	895–930
Ti-6Al-7Nb	114	880–950	900–1050

Keramik

Die Verwendung von Keramikmaterialien in der Implantologie hat sich im Laufe der Zeit als eine wichtige Komponente in der Entwicklung von Implantatmaterialien etabliert. Jedoch haben verschiedene keramische Materialien wie Aluminiumoxid, Hydroxylapatit $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$ (HA), Trikalziumphosphat $(\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2)$ und Biogläser unterschiedliche Eigenschaften und Limitationen gezeigt (Marin, 2023). Hydroxylapatit und Trikalziumphosphat, obwohl sie biologisch kompatibel sind, wurden aufgrund ihrer spröden Eigenschaften weitgehend als Hauptmaterialien für Implantate ausgeschlossen. Diese Sprödigkeit führt zu einer geringen Biegefestigkeit, die nicht ausreicht, um den okklusalen Belastungen, denen Implantate im Mund ausgesetzt sind, standzuhalten. Zudem erhöht ihre hohe Löslichkeit in Verbindung mit Wasser die Anfälligkeit für Hydrolyse, was die Bruchgefahr dieser Materialien weiter erhöht (Habibah et al., 2024). Ein zusätzliches Problem bei Keramikimplantaten ist ihre Fertigung als ein einziges Stück, was die Verwendung abgewinkelter Abutments ausschließt und damit die Anpassungsfähigkeit an verschiedene klinische Situationen limitiert (Neugebauer et al., 2023).

Trotz dieser Herausforderungen haben sich Zirkonium-basierte Keramikimplantate als eine innovative Alternative in der jüngeren Vergangenheit entwickelt. Sie bieten hohe ästhetische Qualität und Biokompatibilität sowie eine robuste mechanische Struktur (Neugebauer et al., 2023). Besonders hervorzuheben ist ihre optische Ähnlichkeit mit natürlichen Zähnen, da sie rein weiß sind. Diese ästhetische Eigenschaft macht Zirkonimplantate besonders attraktiv für sichtbare Bereiche im Mund. Allerdings sind ihre mechanischen Eigenschaften im Vergleich zu Titanlegierungen trotz vielversprechender klinischer Studien als unterlegen zu bewerten, was die Hersteller dazu veranlasst, keramische Werkstoffe eher als Beschichtungen auf Metallimplantaten zu verwenden, anstatt sie als primäres Implantatmaterial einzusetzen. Die am häufigsten verwendeten keramischen Beschichtungen sind Hydroxylapatit-, Titandioxid- und Zirkoniumdioxid-Beschichtungen, die mit verschiedenen Techniken hergestellt werden und dazu beitragen, die Biokompatibilität und Osseointegration der Implantate zu verbessern (Inchingolo et al., 2023). Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Keramikmaterialien in der Implantologie eine wichtige Rolle spielen, insbesondere im Hinblick auf ästhetische Anforderungen. Trotz ihrer Einschränkungen in Bezug auf mechanische Festigkeit und Verarbeitbarkeit haben

Entwicklungen wie Zirkonium-basierte Implantate und keramische Beschichtungen die Möglichkeiten für ihren Einsatz in der zahnärztlichen Praxis erweitert.

Polymere

Die Entwicklung und Anwendung von Polymeren sowie die Gestaltung der geometrischen Formen von Zahnimplantaten sind wesentliche Aspekte in der modernen Implantologie. Sie tragen entscheidend dazu bei, die Funktionalität und Ästhetik des Zahnersatzes zu verbessern und an die spezifischen Bedürfnisse der Patienten anzupassen.

Polymere Materialien wurden mit dem Ziel erforscht, die elastischen Eigenschaften des parodontalen Ligaments eines natürlichen Zahns zu simulieren. Dazu zählen Materialien wie Polyurethan, Polyetheretherketon, Polyoxymethylen und Polyamid (Kandula et al., 2023). Diese wurden in der Hoffnung eingesetzt, ein Zahnimplantat zu entwickeln, das kleine Bewegungen im Kiefer nachahmen kann. Allerdings haben sich die unzureichenden mechanischen Eigenschaften und die begrenzte biologische Verträglichkeit dieser Polymere als Hindernisse erwiesen, was ihre klinische Anwendung einschränkt (Kadambi et al., 2021). Folglich konzentrieren sich Studien insbesondere auf die Integration von elastischen Komponenten aus Polymeren in Implantatsysteme, um spezifische funktionelle Aspekte zu verbessern, anstatt sie als Hauptmaterial für das Implantat zu verwenden (Krishnakumar und Senthilvelan, 2021).

Geometrische Formen von Zahnimplantaten

In Bezug auf die geometrischen Formen von Zahnimplantaten gibt es eine Vielzahl an Designs, welche eine stabile Verankerung im Knochengewebe sicherstellen sollen. Zwei Haupttypen haben sich in der klinischen Praxis durchgesetzt: wurzelförmige und subperiostale Implantate (Heimes et al., 2023). Die Wahl des geeigneten Implantattyps hängt von der Knochenqualität und des Insertionsortes im Kiefer ab.

Wurzelförmige Zahnimplantate, auch bekannt als enossale Implantate, finden am häufigsten Anwendung in der Zahnmedizin. Sie werden direkt in den Kieferknochen eingebracht und weisen eine zylindrische Geometrie mit einer schraubenartigen Oberflächenstruktur auf. Diese Implantate eignen sich sowohl für die Verankerung einzelner oder mehrerer Kronen, als auch für die Befestigung von Implantat-getragenen Prothesen (Dantas et al., 2021).

Subperiostale Implantate hingegen bestehen aus einem Metallgerüst, das über dem Knochen platziert wird. Sie übernehmen die Funktion mehrerer Zahnwurzeln, ohne jedoch direkt im Kieferknochen verankert zu sein. Der obere Teil des Gerüsts ragt durch das Zahnfleisch und hält den künstlichen Zahnersatz. Diese Implantate sind besonders geeignet für Patienten mit erheblichem Knochenabbau, bei denen nur wenig Alveolarknochen vorhanden ist und werden typischerweise verwendet, wenn alle Zähne im Ober- oder Unterkiefer fehlen (Vatteroni et al., 2023).

Oberflächeneigenschaften und Osseointegration

Titan, als das bevorzugte Material für Zahnimplantate, wird aufgrund seiner guten Verträglichkeit mit dem menschlichen Körper, seiner geringen Allergenität und Toxizität geschätzt. Um jedoch die Biokompatibilität und die Langzeitstabilität der Zahnimplantate weiter zu optimieren, kommen verschiedene Oberflächenmodifikationstechniken zum Einsatz. Das Hauptziel dieser Techniken ist die Förderung der Osseointegration, die als direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen dem Implantatmaterial und dem Knochengewebe des Wirts ohne dazwischenliegendes faseriges Bindegewebe definiert wird.

Eine der gängigsten Methoden zur Verbesserung der Biokompatibilität ist die Oberflächenrauung. Diese wird im Makrobereich durch Sandstrahlen mit Partikeln wie TiO_2 , Al_2O_3 oder Kalziumphosphat und im Mikrobereich durch Säureätzung erreicht (Inchingolo et al., 2023). Mit zunehmender Oberflächenrauheit vergrößert sich die Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen, was eine verbesserte Haftung und damit eine bessere Osseointegration begünstigt. Eine raue Oberfläche bietet mehr Angriffspunkte für die Knochenzellen, wodurch die Integration des Implantats in den Knochen erleichtert wird.

Neben der Anrauung der Oberfläche wird auch die Beschichtung von Implantatoberflächen mit biokompatiblen Materialien wie TiO_2 und Hydroxylapatit angewendet (Wang et al., 2020). Insbesondere die Beschichtung mit Hydroxylapatit hat sich als effektiv erwiesen, da sie eine frühe Anpassung des Implantats an den Knochen unterstützt und daher weit verbreitet ist. Verschiedene Techniken wie Plasmaspritzen/Plasmabeschichtung, Kathodenzerstäuben/Sputtern und Sol-Gel-Beschichtung werden zur Anbringung dieser Beschichtungen verwendet.

Zusätzlich zu diesen Methoden kommen auch elektrochemische Verfahren zur Oberflächenmodifikation zum Einsatz, darunter die thermische Oxidation, die anodische Oxidation und die Mikrobogenoxidation (Xuereb et al., 2015). Diese Prozesse tragen zur Entwicklung einer widerstandsfähigen und interaktiven Oberfläche bei, die die Osseointegration weiter unterstützt. Insgesamt spielen die Oberflächeneigenschaften von Zahnimplantaten eine entscheidende Rolle bei der Osseointegration. Durch die Anwendung verschiedener Oberflächenmodifikationstechniken kann die Interaktion zwischen Implantat und Knochengewebe optimiert und die Langzeitstabilität sowie die Erfolgsrate von Zahnimplantaten verbessert werden (Inchingolo et al., 2023).

1.1.2 Implantat-Abutments und Geometrien

Implantat-Abutments dienen als essenzielle Schnittstelle zwischen dem enossalen Implantat, welches direkt im Knochen verankert ist und der darauf zu befestigenden prothetischen Suprakonstruktion. Sie sind in diversen Größen, Formen und Neigungen verfügbar, um den unterschiedlichen Anforderungen gerecht zu werden, die sich aus der Implantatposition sowie den funktionellen und ästhetischen Bedürfnissen ergeben (Shah und Sivaswamy, 2022). Für die Implantat-gestützte Versorgung von Zahnlücken existieren verschiedene Typen von Abutments, wie einteilige und zweiteilige, sowie standardisierte und individuell angefertigte Varianten. Dabei kommen hauptsächlich Materialien wie Titanlegierungen oder Zirkoniumdioxid zum Einsatz (Pjetursson et al., 2018; Shah und Sivaswamy, 2022).

Titanabutments zeichnen sich durch ihre hervorragenden physikalischen und mechanischen Eigenschaften aus, einschließlich hoher Festigkeit und Biokompatibilität. Allerdings können sie, insbesondere bei Patienten mit dünner Schleimhaut, die ästhetische Erscheinung der finalen Restauration aufgrund ihrer grauen Farbe beeinträchtigen (Elsayed et al., 2017; Sailer et al., 2007). Im Zuge der Weiterentwicklung von Keramiken und computergestützten Design- und Herstellungsverfahren (CAD/CAM sowie eines zunehmenden ästhetischen Anspruchs der Patienten, wurden vollkeramische Abutments entwickelt, die das ästhetische Ergebnis der Behandlungen verbessern (Mostafavi et al., 2021).

Hochfeste Keramiken, darunter Zirkonoxid, bieten nun eine optimale Lösung für die Herstellung von Implantat-Abutments. Diese werden als ein- oder zweiteilige Abutments angefertigt. Einteilige Zirkonabutments weisen allerdings verschiedene Nachteile auf, da Keramiken nicht so präzise bearbeitet werden können wie Metalle, was zu einer größeren Spaltgröße im Vergleich zu Titanabutments führt (Baldassarri et al., 2012; Elsayed et al., 2018). Zudem ist die Bruchrate bei einteiligen Zirkonabutments höher, was entweder an der Implantat-Abutment-Verbindung oder am transmukosalen Teil des Abutments auftreten kann (Elsayed et al., 2017).

Die signifikanten Unterschiede in den physikalischen Eigenschaften von Zirkonoxid und Titan, insbesondere hinsichtlich Härte und Elastizitätsmodul, können zu Verschleiß und Schäden an den internen Komponenten des Implantatgehäuses führen (Cavusoglu et al., 2014; Stimmelmayer et al., 2012). Vor diesem Hintergrund wurde das Konzept der Hybrid-Abutments vorgeschlagen, die aus einem Titaninsert bestehen, das mit einer keramischen Mesostruktur unter Verwendung eines Befestigungszements verbunden ist. Diese Abutment-Art vereint die Vorteile von Keramik- und Titanabutments, einschließlich verbesserter Ästhetik, optimaler biologischer Antwort und überlegener mechanischer Eigenschaften, ohne negative Auswirkungen auf die Implantat-Abutment-Schnittstelle (Chun, 2015).

Zirkonabutments sind sowohl in vorgefertigter als auch in CAD/CAM-angepasster Form erhältlich. Vorgefertigte Abutments haben im Vergleich zu angepassten Abutments Nachteile, darunter eine geringere Belastbarkeit und begrenzte Individualisierungsmöglichkeiten (Park et al., 2013). CAD/CAM-angepasste Abutments ermöglichen die Herstellung von Abutments mit der gewünschten Form und Größe, optimalem Randdesign und Emergenzprofil entsprechend der Position des Weichgewebes. Angepasste Zirkonabutments werden in zwei allgemeinen Formen hergestellt: als einteilige (monolithische) oder zweiteilige (hybride) Zirkonabutments. Monolithische Zirkonabutments werden als einteilige Komponenten hergestellt und direkt mit dem Implantat verbunden. Die Implantat-Abutment-Schnittstelle wird während der Herstellung aus halbfertigen Zirkonoxidblöcken gefertigt und nur die äußere Geometrie des Abutments wird basierend auf den klinischen Bedingungen gefräst. Die Festigkeit dieser Abutments ist signifikant geringer als die von zweiteiligen Abutments (Kim et al., 2009; Martínez-Rus et al., 2012). Darüber hinaus wer-

den diese Abutments aufgrund der Möglichkeit klinischer Komplikationen seltener angewendet. Hybrid-Abutments bestehen aus zwei Komponenten, einem Titaninsert und einem transmukosalen Zirkonteil, die durch das Titaninsert mit dem Implantat verbunden sind. Das Titaninsert wird vom Implantathersteller vorgefertigt und seine Genauigkeit entspricht der von Titanabutments. Die keramische Mesostruktur wird basierend auf den ästhetischen Anforderungen mit CAD/CAM-Technologie angepasst. Teilweise vorgefertigte Mesoblöcke bestehen aus vorgesintertem Zirkonoxid und verfügen über eine Verbindungsgeometrie zur Befestigung am Titaninsert. Die Schnittstelle zwischen der Titanbasis und dem Zirkonabutment enthält oft ein Antirotationsmerkmal, das die Rotation des Abutments verhindert und eine korrekte Verbindung der beiden Komponenten unterstützt (Edelhoff et al., 2019).

Im Vergleich von konischen mit konventionellen Abutments zeigen sich kleine, aber relevante Unterschiede. Beim Einsatz eines konischen Abutments wird das Implantat 1–2 mm tiefer als das Knochenniveau gesetzt. Diese Technik zielt darauf ab, die biologische Breite zu respektieren und eine optimale ästhetische Integration zu gewährleisten. Nach der Einheilzeit kann es notwendig werden, dass über dem Implantat hinausstehender Knochen leicht weggeschliffen werden muss, um eine optimale Passform für den konischen Abutmentaufbau zu schaffen. Der konische Abutmentaufbau wird dabei so gewählt, dass er schmaler als der Durchmesser des Implantats ist, was zu einer kleinen horizontalen Stufe zwischen Implantat und Abutment führt. Diese Stufe ist intendiert, um die Druckverteilung auf den Knochen zu optimieren und eine potenzielle Ansammlung von Bakterien zu minimieren. Im Gegensatz dazu weisen die konventionellen Abutmentdesigns eine identische Breite mit dem Implantat auf. Das konische Design unterstützt eine direkte Übertragung der Kaukräfte auf das Implantat und den umliegenden Knochen und bietet durch eine gute Weichgewebeintegration eine bessere Ästhetik.

1.1.3 Befestigung von Suprakonstruktionen auf Implantaten

Die Art der Befestigung von prothetischen Suprakonstruktionen auf Implantaten oder deren Abutments ist ausschlaggebend, da sie wesentlich zum Langzeiterfolg und zur Ästhetik des

Endergebnisses beiträgt. Es gibt prinzipiell zwei Methoden zur Befestigung: das Zementieren und das Verschrauben. Das Zementieren bietet ästhetische Vorteile, da kein sichtbarer Schraubkanal vorhanden ist, was besonders im Frontzahnbereich von präferiert wird. Diese Methode eignet sich auch für Fälle, in denen Implantate stark anguliert positioniert wurden und ein Schraubkanal ästhetisch störend vestibulär sichtbar wäre. Spezialschrauben können bei geringfügigen Angulationen Abhilfe schaffen (Rinke, 2011). Studien von Sailer et al. und Wittneben et al. haben gezeigt, dass zwischen den Befestigungsmethoden hinsichtlich Überlebens- und Komplikationsraten kein signifikanter Unterschied besteht, obwohl die Art der Komplikationen variiert. Technische Probleme treten häufiger bei verschraubten Restaurationen auf, während zementierte Konstruktionen öfter biologische Komplikationen verursachen, wie z. B. Periimplantitis aufgrund von zurückbleibendem Zementresten, was im schlimmsten Fall zum Verlust des Implantats führen kann (Sailer et al., 2012; Wilson, 2009; Wittneben et al., 2014). Zweiteilige Abutments bieten die Flexibilität, beide Befestigungsarten zu nutzen. Bei verschraubten Hybrid-Abutments wird die Suprakonstruktion intraoral zementiert, was Zwischenschritte spart und subgingivale Zementfugen vermeidet (Wilson, 2009). Diese Technik minimiert das Risiko einer Beschädigung des keramischen Zahnersatzes (Chipping) und ist besonders vorteilhaft für Seitenzahnrekonstruktionen, wo praktisches Handling essenziell ist (Zembic et al., 2018).

Ein kritischer Aspekt bei Hybrid-Abutments ist die adhäsive Verbindung zwischen dem Titaninsert und der keramischen Mesostruktur, die eine wesentliche Rolle für den langfristigen klinischen Erfolg der Restauration spielt (Ebert et al., 2007). Mittels verschiedene Vorgänge kann die Haftkraft zwischen diesen beiden Komponenten beeinflusst werden. Oberflächenbehandlungen wie Sandstrahlen mit Aluminiumoxidpartikeln, tribochemische Silikatbeschichtung, selektive Infiltrationsetzung, Laserbestrahlung und nanostrukturierte Alumina-Beschichtung finden Anwendung, um die Bindung zwischen Zirkonoxid und dem Befestigungszement zu erhöhen (Aboushelib et al., 2007; de Oyagüe, 2009; Hallmann et al., 2016; Jevnikar et al., 2010; Moon et al., 2016; Özcan et al., 2013; Skienhe et al., 2018; Song et al., 2013; Zhang et al., 2004). Weiterhin erhöht die Verwendung von Phosphatmonomeren die Bindung zu Befestigungszementen (Blatz et al., 2007; Elsayed et al., 2017; Mehl et al., 2018; Ozcan et al., 2008). Auch die Oberflächenkonditionierung von

Titan begünstigt den Verbund zu verschiedenen Zementen, wobei verschiedene Oberflächenrauigkeits-Techniken zur Anwendung kommen (Egoshi et al., 2013; Abi-Rached Fde et al., 2012; Fonseca et al., 2012; Guilherme et al., 2016; Linkevicius et al., 2019).

Für die Befestigung von Hybrid-Abutments werden Befestigungszemente empfohlen, da sie eine chemische Bindung sowohl zu Titan als auch zu den Keramikkomponenten eingehen und somit eine stabile Bindung mit hoher Retention und guter Randpassung erreichen (Ebert et al., 2007). Die Passung in CAD/CAM Zirkonia-Restaurationen wird friktionsarm angestrebt, daher spielt die Wahl des Zements eine elementare Rolle für eine gute Passung und langfristige Befestigung (Qeblawi et al., 2010). Es zeigt sich, dass Zemente, die MDP (10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat) enthalten, eine langfristige, haltbare Bindung zur sandgestrahlten Oberfläche von Zirkoniumoxidkeramik bilden können (Blatz et al., 2010; de Oygü, 2009).

Weitere Faktoren wie die Höhe der Titan-Base, der Befestigungsspalt sowie die Oberflächenbeschaffung beeinflussen ebenfalls die retentive Stärke zwischen den Titan- und Zirkoniamponenten in zweiteiligen Abutments (Bernal et al., 2003; Blatz et al., 2010; Ebert et al., 2007; Linkevicius et al., 2019; Mehl et al., 2018; Qeblawi et al., 2010). Es wurde festgestellt, dass eine Verlängerung der Titanbasis um 1 mm die Widerstandskraft von Zirkoniumoxidkeramik gegen Zugkräfte verstärkt (Abbo et al., 2008), während andere Studien keinen signifikanten Effekt der Abutmenthöhe auf die Retention der Restauration fanden (Cano-Batalla et al., 2012). Die Oberflächengeometrie der Titanbasen und die Befestigung mittels mechanischer Verriegelungen können die Retention der Zirkoniumoxidkeramik-Suprastruktur verbessern (Nejatidanesh et al., 2013, 2014).

1.2 Implantatstabilität und marginaler Knochenverlust (MBL)

1.2.1 Messmethoden für die Implantatstabilität

Es gibt zahlreiche Methoden um die Stabilität nach Insertion eines Dentalimplantates sowie die vorhandene Qualität der Knochendichte zu bewerten. Techniken wie histologische

Analyse, taktile Wahrnehmung, Röntgenaufnahmen, Periotest, Resonanzfrequenzanalyse (RFA) und die Analyse des Eindrehmoments ermöglichen es Zahnärzten, die Primärstabilität der Dentalimplantate zu beurteilen.

Die histologische Analyse gilt als zuverlässige Methode zur Bewertung sowohl der periimplantären Knochenqualität als auch des Knochen-Implantat-Kontakts (BIC). Dabei wird ein histologisch gefärbtes Präparat des Implantats und des umgebenden Knochens untersucht. Obwohl diese Technik sehr genau ist, handelt es sich um ein sehr invasives und destruktives Verfahren, das daher nur in nicht-klinischen Studien und in-vitro Experimenten Anwendung findet (Nkenke et al., 2003).

Eine beliebte Methode zur Bestimmung der Stabilität ist die taktile Wahrnehmung durch den Implantologen während der Implantatinserterion. Anhand des wahrgenommenen Widerstands beim vorbohren und Eindrehens kann der Behandler eine Einschätzung über die vermutliche Stabilität des Implantates bekommen. Da diese Technik auf der subjektiven Beurteilung eines einzelnen Anwenders basiert und die Ergebnisse nicht quantifizierbar sind, ist dies keine verlässliche Methode. Weitere Faktoren wie die Dichte und Menge des vorhandenen kortikalen Knochens, die Qualität und Schneidekraft der Implantatbohrer, mögliche Markräume im Knochen und die Platzierungstechnik können die Ergebnisse beeinflussen (Swami et al., 2016).

Röntgenaufnahmen werden häufig zur Beurteilung des Knochenangebots und -qualität sowohl vor als auch nach der Implantatsetzung verwendet. Nach der Operation ist die radiologische Bildgebung eine nicht-invasive Methode zur Bewertung von Veränderungen in der Menge und Qualität des tragenden Knochens sowie zur Einschätzung des Auftretens oder Fortschreitens eines eventuell postoperativ entsendenden Knochenabbaus. Konventionelle zweidimensionale periapikale und panoramische Röntgenaufnahmen liefern jedoch keine Informationen über den Verlust von bukkalem oder lingualem Knochen, der dem mesiodistalen Knochenverlust vorausgeht. Außerdem können Knochendichte und -qualität nicht genau quantifiziert werden. Studien haben gezeigt, dass Veränderungen in der Knochenmineralisierung radiographisch erst nach einem Verlust von 40 % der Mineralisierung sichtbar werden. Für zuverlässige und wiederholbare Messungen wird

eine standardisierte Technik benötigt (Atsumi et al., 2007; Bernhardt et al., 2012; Meredith et al., 1996; Misch, 2005; Wyatt und Pharoah, 1998).

Die Verwendung von Digitaler Volumencomputertomographie (DVT) zur Bestimmung der Primärstabilität ist eine unsichere Methode, da es hier durch die Entstehung von Artefakten zu einer ungenauen Messung des Knochens an der Implantat-Schnittstelle kommen kann. Die häufigsten Artefakte sind Strahlaufhärtung, Rauschen und Bewegungsartefakte, die die Genauigkeit der DVT-Bewertung verringern (Resnik und Misch, 2018).

Der Perkussionstest ist eine ältere Methode zur Beurteilung des Osseointegrationsgrads. Dabei wird das Implantat mit einem stumpfen Instrument, z. B. dem Griff einer zahnärztlichen Sonde, abgeklopft. Es wird angenommen, dass ein hochfrequenter sonorer, klarer Klopf-schall auf eine erfolgreiche Osseointegration hinweist, während ein tiefes, dumpfes Geräusch auf ein Fehlen derselben hindeutet. Diese Methode ist jedoch äußerst subjektiv, unzuverlässig und nicht quantifizierbar (Huang et al., 2000; P. Johansson, 1994; Mistry et al., 2014).

Der Eindrehmoment (Insertion Torque) misst den Rotationswiderstand zwischen Implantat und Knochen sowie die Kraft, die erforderlich ist, um den Knochen zu schneiden und den Druck auf den umgebenden Knochen auszuüben. Er kann bei der Implantatinser-tion gemessen werden und bietet eine objektive Bewertung der Knochendichte. Ein erhöhter Eindrehmoment bedingt eine geringere Mikrobewegung und somit eine höhere Erfolgs-rate. Es gibt jedoch keinen universellen Standarddrehmoment, die Anwendung von hohen Drehmomenten können jedoch zu Drucknekrosen und langfristigem Misserfolg führen (Barewal et al., 2012; Campos et al., 2012; Friberg et al., 1995; George et al., 2015; Lim et al., 2008; Norton, 2011, 2017; Ottoni et al., 2005; Swami et al., 2016).

Der Reverse Torque Test misst den „kritischen Drehmoment“, bei dem der Knochen-Im-plantat-Kontakt zerstört wird. Diese Methode kann jedoch potenziell den laufenden Kno-chenremodellierungsprozess beeinträchtigen oder zerstören und sollte daher vorsichtig verwendet werden (Atsumi et al., 2007; Johansson und Albrektsson, 1991; Rabel, 2007; Roberts et al., 1984; Sullivan et al., 1996).

Eine erhöhte Zahnbeweglichkeit kann seit den 90er-Jahren mit dem Periotest®-Gerät der Firma Siemens quantifiziert werden (Olive und Aparicio, 1990; Teerlinck et al., 1991). Der

Periotest misst die Beweglichkeit eines Implantats basierend auf den Dämpfungseigenschaften des umgebenden Gewebes. Ein sensorisch gesteuerter Kopf perkutiert das Implantat und ermittelt den Periotest-Wert. Obwohl der Periotest als diagnostisches Werkzeug zur Bewertung der Primärstabilität anerkannt ist, ist seine Genauigkeit aufgrund der Sensibilität des Tests und möglicher Bedienungsfehler eingeschränkt (Bilhan et al., 2015; Ito et al., 2008; Schulte, 1983). Das Gerät war ursprünglich zur Untersuchung natürlicher Zähne entwickelt worden (Drago, 2000), wird in der Gebrauchsanweisung der Herstellerfirma Medizintechnik Gulden aber nicht nur zur Diagnose und Verlaufskontrolle aller Arten von Parodontopathien, sondern auch zur Messung der Osseointegration von Implantaten beworben. Langzeitdaten des Periotest® haben gezeigt, dass eine objektive Messung der Implantatstabilität über die Beurteilung der Implantatbeweglichkeit möglich ist (Truhlar et al., 2000). Zu beachten ist jedoch eine eingeschränkte Sensitivität (Steenberghe et al., 1995). Ein natürlicher Zahn weist durch seine „Aufhängung“ an den Shapey- Fasern eine gewisse Beweglichkeit auf. Dies spiegelt sich, in dem für das natürliche Gebiss entwickelte Periotest®-Gerät, mit einem großen dynamischen Messbereich (–8 bis +50) nach. Ein Implantat hingegen ist klinisch immobil. Der für die Messung der Implantatstabilität verwendete Dynamikbereich ist daher auf –5 bis +5 begrenzt (Cehreli et al., 2009).

Die Cutting Torque Resistance Analysis (CRA) misst die Energie, die erforderlich ist, um das Implantat in seine perfekte Position einzubringen. Diese Methode ermöglicht die Erkennung der Knochendichte während der Operation, ist jedoch schwer zu standardisieren und kann nur bei der Implantatinserterion angewendet werden (Friberg et al., 1999; P. Johansson, 1994; O’Sullivan et al., 2004).

Die Resonanzfrequenzanalyse (RFA) wurde 1996 von Meredith entwickelt und ist eine nicht-invasive Methode zur Analyse der lateralen Stabilität eines Implantats. Die neueren Generationen von RFA-Systemen verwenden kalibrierte Transducer (sogenannte „smart pegs“), die magnetischen Pulse nutzen, um das Implantat in Schwingung zu versetzen. Der gemessene Implantatstabilitätsquotient (ISQ) reicht von 0 bis 100, wobei höhere Werte auf eine höhere Stabilität hinweisen. RFA ermöglicht eine individuelle Behandlungsplanung und die Bewertung der Stabilität während der gesamten prothetischen Rehabilitation (Meredith et al., 1997; Muhamed et al., 2017; Sennerby, 2015).

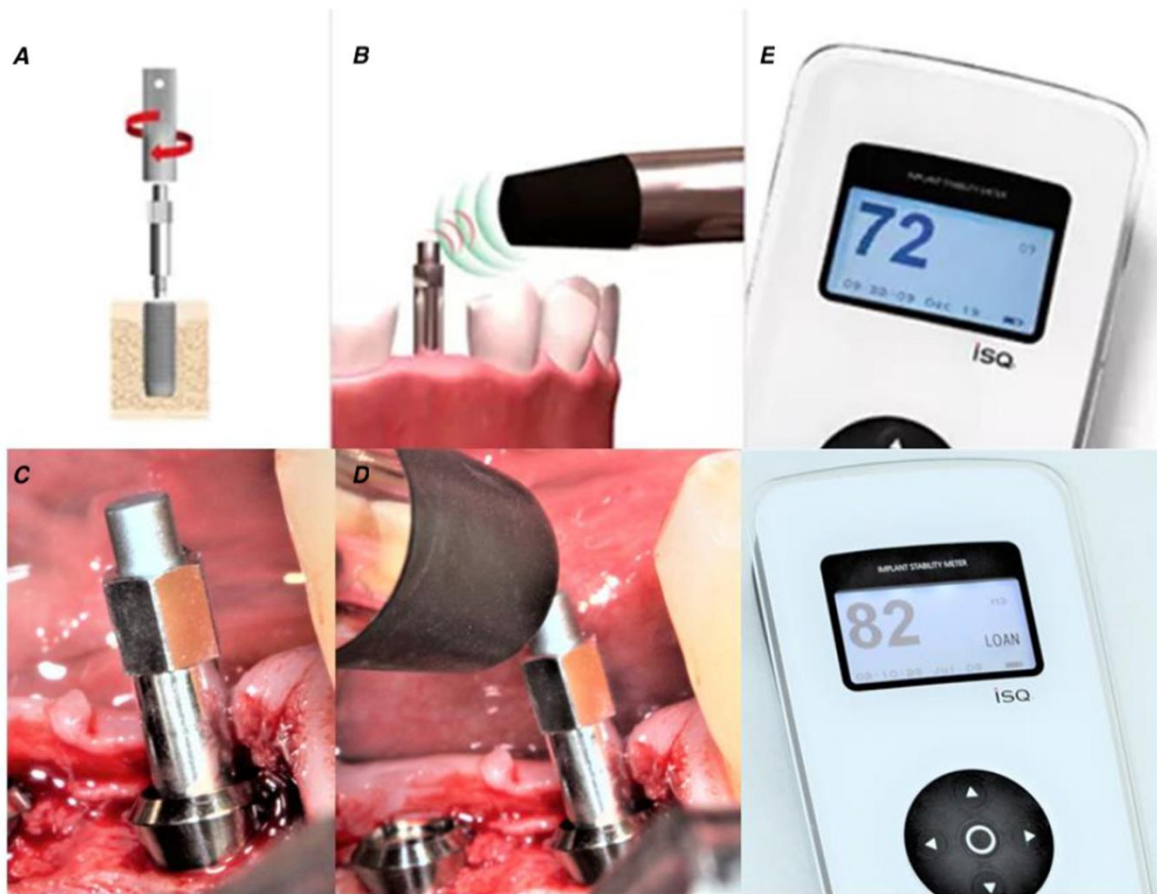


Abb. 1: Illustration der Resonanzfrequenzanalyse (RFA)

(A) Einsetzen des Messadapters, (B) Messung der Resonanzfrequenzen mit dem Gerät, (C) Implantat mit Adapter in situ, (D) RFA-Messung von der vestibulären Seite, und (E) Implantatstabilitätsmesser mit Implantatstabilitätsquotienten (ISQ)-Werten zur Bewertung. Abbildung modifiziert nach Vollmer et al., 2020.

1.2.2 Der marginale Knochenverlust (MBL)

Der marginale Knochenverlust (MBL) bezeichnet den Abbau des Knochengewebes, welches unmittelbar den zervikalen Bereich eines dentalen Implantats umgibt. Die Erhaltung dieses periimplantären Knochens ist entscheidend für den Erhalt der Weichgewebe, die ästhetische Integration und den langfristigen Erfolg der Implantattherapie (Monje et al., 2023; Papaspyridakos et al., 2012; Prasad et al., 2011; Wang et al., 2021). Häufig tritt marginaler Knochenverlust insbesondere nach der Insertion eines Implantats, sowie nach der Anbringung der prothetischen Suprakonstruktion auf, wobei in der Regel ein Verlust von etwa

1,5 mm im ersten Jahr beschrieben wird, der oft als „Knochenverlust bis zur ersten Schraubwindung“ bezeichnet wird (Adell, 1981; Sasada und Cochran, 2017; Strietzel et al., 2015).

Um MBL zu reduzieren, wurden verschiedene Vorgehensweisen und Ansätze entwickelt. Hierzu zählen unterschiedliche Dimensionen und Designs von Implantaten und Abutments, eine nicht-submergierte Implantation, eine sofortige Implantatsetzung sowie eine progressive Belastung (Monje et al., 2023; Prasad et al., 2011). Ein wesentlicher Faktor für den marginalen Knochenverlust ist die Art und Position der Implantat-Abutment-Verbindung. Bei Implantaten mit plattformgleichen Abutments (Platform-Matched – PM) liegt der Mikropalt an der Schnittstelle direkt am Knochen, was die Kolonisation durch Bakterien und in Folge entzündliche Prozesse und Knochenabbau fördern kann (Canullo et al., 2017; Canullo und Rasperini, 2007).

Das Konzept des Platform-Switching (PS) basiert auf der Verwendung eines Abutments mit einem geringeren Durchmesser als der des Implantathalses. Dieses Design verlegt die Mikropaltverbindung von der periimplantären Knochenstruktur weg und schafft gleichzeitig eine horizontale Ebene, welche die biologische Breite für die Weichgewebe sichert (Lazzara und Porter, 2006; Lin et al., 2022; Santiago et al., 2016). Die biologische Breite ist der Abstand, der durch die Weichgewebsanhaftung an der Implantatoberfläche entsteht und eine wesentliche Barriere gegen das Eindringen von Bakterien darstellt (Nugala et al., 2012; Zheng et al., 2021). Sie besteht aus dem sulkularen Epithel, dem Saumepithel und dem faserigen Bindegewebe zwischen Epithel und erstem Knochen-Implantat-Kontakt, wobei etwa 3 mm periimplantäre Mukosa benötigt werden, um eine gute biologische Breite zu etablieren (Zheng et al., 2021). Bei PM-Implantaten muss der Knochen oft für die biologische Breite remodellieren, während bei PS-Implantaten keine Knochenanpassung notwendig ist, um die biologische Breite aufrechtzuerhalten (Hagiwara, 2010; Lin et al., 2022). Zahlreiche Studien zeigen, dass PS-Implantate signifikant weniger marginalen Knochenverlust aufweisen als PM-Implantate (Annibali et al., 2012; Chrcanovic et al., 2015; Santiago et al., 2016; Strietzel et al., 2015), wenngleich eine gewisse klinische Heterogenität zwischen den Studien festgestellt wurde und gut konzipierte randomisierte kontrollierte Studien (RCTs) empfohlen werden, um alle Einflussfaktoren zu berücksichtigen (Monje und Pommer, 2015; Santiago et al., 2016).

Zusätzlich zur PS-Technik hat sich die sofortige Implantation (Immediate Placement, IP) in Extraktionsalveolen als vielversprechend erwiesen. Vorteilhaft ist hierbei ein chirurgisch minimierter Aufwand, weniger operative Eingriffe und Termine und somit auch eine geringere Patientenbelastung. Weiterhin ermöglicht diese Technik eine bessere Erhaltung von Knochen- und Weichgewebe, sowie die Möglichkeit zur optimalen axialen Positionierung des Implantats (Ortega-Martínez et al., 2012). Eine systematische Übersichtsarbeit mit Metaanalyse von Chrcanovic et al. fand eine höhere Ausfallrate bei der sofortigen Implantation im Vergleich zur Spätimplantation, jedoch keine signifikanten Unterschiede im MBL. Eine nicht-randomisierte kontrollierte Studie (NRCT) mit 43 sofort belasteten Implantaten in sofortiger und später Platzierung zeigte hingegen signifikant mehr MBL bei der Spätimplantation im Vergleich zur Sofortplatzierung. Die sofortige Implantation trägt somit zur Reduktion des Knochenabbaus bei und unterstützt den Erhalt der Weichgewebearchitektur, was zu besseren Behandlungsergebnissen führt (Chrcanovic et al., 2015). Neben der sofortigen Implantation ist das Platform-Switching-Design des Implantat-Abutments ein weiterer Faktor, der den Erhalt von hartem und weichem Gewebe unterstützen kann (Ellendula et al., 2022).

Die Anwendung der PS-Technik bei sofortiger Implantation ist in der Literatur bislang wenig untersucht worden. Die Kombination des PS-Implantatdesigns mit der Sofortplatzierung könnte jedoch zu einer Reduktion der periimplantären Knochenresorption beitragen und die Stabilität der Weichgewebe sowie die ästhetischen Ergebnisse verbessern (Aimetti et al., 2015). Zahlreiche RCTs und systematische Übersichtsarbeiten mit Metaanalysen haben eine signifikante Reduktion des marginalen Knochenverlustes bei der PS-Verbindung im Vergleich zur PM-Verbindung in der Spätimplantation aufgezeigt (Annibali et al., 2012; Atieh et al., 2010a; Chrcanovic et al., 2015; Santiago et al., 2016; Strietzel et al., 2015).

1.3 Ziel der Untersuchung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung ist die Analyse der periimplantären Knochenreaktion und der Weichgewebsstruktur in Abhängigkeit von zwei unterschiedlichen Abutment-Designs. Die Osseointegration, das feste Verwachsen des Implantats mit dem um-

liegenden Knochengewebe, spielt eine wesentliche Rolle für den langfristigen Erfolg dentaler Implantate und die Stabilität der prothetischen Versorgung. Trotz guter Primärstabilität und erfolgreicher Einheilung kann es zu einem bedeutenden Knochenabbau im krestalen Bereich kommen, was die Langlebigkeit der Versorgung beeinträchtigen kann. Diese Knochenresorption wird teilweise durch das Abutment-Design begünstigt, da es einen Mikrospalt zwischen Implantat und Abutment zulässt, durch die Flüssigkeiten und Mikroorganismen eindringen können.

In dieser Studie wird das TwinFit®-Implantatsystem (Dentaurum Implants, Ispringen, Deutschland) untersucht, das es ermöglicht, zwischen zwei Abutment-Designs mit konischen und aufliegenden Anschlussgeometrien flexibel zu wählen. Diese „Abutment-Switch“-Methode zielt darauf ab, durch eine Belastungsverringerung eine potentiell geringere marginale Knochenresorption zu erreichen und gleichzeitig die Weichgewebeintegration zu optimieren. Das Abutment-Design könnte hierbei eine entscheidende Rolle für die Vermeidung von mikrobieller Infiltration und die langfristige Knochenerhaltung spielen.

Die Untersuchung beabsichtigt, die Unterschiede im periimplantären Knochenabbau und im Zustand der umliegenden Weichgewebe bei den beiden Abutment-Typen zu quantifizieren und zu analysieren, um Evidenz für die potenzielle Überlegenheit eines Abutment-Designs zu liefern. Die Ergebnisse dieser Studie sollen zur Optimierung der implantologischen und prothetischen Versorgung beitragen und Hinweise darauf geben, welches Design eine bessere Langzeitstabilität und Osseointegration bietet.

2. Material und Methoden

2.1 Ethische Aspekte und Studiendesign

Im Rahmen der Studie wurde die Veränderung der zervikalen Knochenhöhe von zwei unterschiedlichen Abutmentsdesigns untersucht (Aufliegend/Aufliegend versus Konus). Hierbei wurden statistische Auswertungen, basierend auf individuellen klinischen Fällen, zur präzisen Analyse der Knochenumbauvorgänge sowie der reaktiven biomechanischen Veränderungen des zervikalen Knochens angewendet. Ziel war es, durch diese Analyse ein Abutmentdesign mit guter Osseointegration und geringem Knochenabbau zu finden, sowie die gewählten Konzepte der Implantat-Abutment-Verbindungen evidenzgerecht zu evaluieren.

Das Studiendesign hat keine Abweichung vom klinischen Standard, daher beschränken sich die Risiken auf jene, die generell mit implantologischen oder prothetischen Behandlungen verbunden sind. Die Durchführung der Studie erfolgte in strikter Übereinstimmung mit den GCP-ICH Richtlinien zur guten klinischen Praxis. Zudem wurde von der lokalen Ethikkommission der Universität Bonn ein entsprechendes Ethikvotum vor Studienstart eingeholt (Lfd. Nr. 278/16).

Die zahnmedizinische Behandlung der Patienten, wurde unter kontrollierten Bedingungen durchgeführt. Die prospektive, randomisierte klinische Studie entstand in Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn sowie der Privatpraxis von Dr. Friedhelm Heinemann in Morsbach. Dieses Vorgehen erlaubte es, innerhalb des Projektzeitraums eine ausreichend große Anzahl von Patienten in die Studie einzubeziehen.

Es wurden insgesamt 33 Patienten und 86 Implantate in die Studie einbezogen. Die Art der prothetischen Versorgung reichte von Einzelkronen, über festsitzende Brücken bis hin zu Galvano-Teleskop-Brücken, sowie kombiniert Zahn-Implantat getragene Galvano-Teleskope und Locator mit Teleskop kombinierte Versorgungen.

Für die Dokumentation und die Nachkontrolle der Behandlungen wurde eine Panoramaschichtaufnahme zu einem der medizinisch indizierten Zeitpunkte angefertigt. Im Rahmen

der Verlaufskontrolle wurden zusätzlich Zahnfilme (Einzelzahnröntgenaufnahme) als Referenzaufnahmen zu vorher festgelegten Zeitpunkten erstellt: bei Freilegung des Implantats, drei bis vier Monate nach Einbringung des Implantats im Unterkiefer bzw. vier bis sechs Monate im Oberkiefer. Radiologische Kontrollen der Implantate wurden in regelmäßigen Abständen (siehe Abschnitt 4.3.) nach der Eingliederung des Zahnersatzes durchgeführt, basierend auf den Empfehlungen des Bundesverbands der implantologisch tätigen Zahnärzte in Europa.

Bei jeder Implantation wurde die Knochenqualität des Implantationsbereichs sorgfältig dokumentiert. Die Klassifikation der Knochenqualität erfolgte anhand der von Lekholm und Zarb entwickelten Kriterien, wobei die Dichte und Struktur des Knochens im Implantationsgebiet bewertet wurden (Lekholm, 1985). Diese Dokumentation ermöglicht eine präzise Einschätzung der Ausgangsbedingungen und bildet die Grundlage für weiterführende Analysen des Implantationserfolgs. Die Primärstabilität der Implantate wurde bei der Freilegung gemessen, um die initiale Verankerung und Stabilität der Implantate im Knochen zu bewerten. Die Messung erfolgte mittels Periotest, einem etablierten Verfahren zur Bestimmung der Implantatstabilität. Diese Daten sind essenziell, um Rückschlüsse auf die Einheilung und das Potenzial für eine erfolgreiche Osseointegration zu ziehen.

Zusätzlich wurden die Sondierungstiefen zu verschiedenen Zeitpunkten nach der Implantation gemessen, einschließlich der Zeitpunkte unmittelbar nach der Freilegung sowie nach 6, 12, 24 und 48 Monaten. Die Sondierungstiefe wurde mittels einer standardisierten Parodontalsonde ermittelt und dokumentiert. Diese Messungen liefern wichtige Informationen über den periimplantären Gewebezustand.

Die Nachkontrollen wurden unter standardisierten und klar definierten Bedingungen durchgeführt. Für die teilnehmenden Patienten entstanden durch die Teilnahme an der Studie keine Mehrkosten und der zeitliche Mehraufwand im Rahmen der Nachuntersuchungen blieb gering.

2.2 Patientenpopulation und Studiengruppen

In die Studie wurden Patienten aufgenommen, die eine Einzelkronen-Versorgung oder Brücken-Versorgung im Ober- oder Unterkiefer benötigten. Diese Patienten wurden, basierend auf der klinischen Indikation, in zwei Referenzgruppen eingeteilt. Die erste Referenzgruppe erhielt Implantate mit einem Durchmesser von 3,7 mm, während die zweite Referenzgruppe mit Implantaten eines Durchmessers von 4,2 mm versorgt wurde (Twin-Fit, Dentaureum Implants, Ispringen, Deutschland). Die Wahl des Abutmentdesigns beider Gruppen wurde randomisiert zugewiesen. Die Randomisierung erfolgte mittels computer-gestützter Zufallszahlengenerierung vor Studienbeginn. Für jeden eingeschlossenen Patienten wurde anhand einer vorab erstellten Randomisierungsliste das jeweilige Abutment-Design (konisch oder aufliegend) zugewiesen. Eine elektronische Randomisierungsliste wurde verwendet, um eine Verzerrung bei der Zuteilung zu vermeiden. So bekamen die Patienten der Untersuchungsgruppe 1 entweder ein aufliegendes (Aufliegend-Gruppe) oder ein konisches Abutment auf dem 3,7 mm Implantat (Serie M) und die Patienten der Untersuchungsgruppe 2 erhielten entsprechend ein aufliegendes (Aufliegend-Gruppe) oder konisches Abutment auf dem 4,2 mm Implantat (Serie M).

Die Gesamtzahl der Patienten orientierte sich an den im Studienzeitraum verfügbaren Fällen, wobei initial eine Mindestanzahl von zehn Patienten pro Behandlungsgruppe geplant war. Allgemeine Einschlusskriterien umfassten einen gesunden klinischen Zustand der Mukosa sowie ausreichendes Knochenangebot für die Insertion der Implantate ohne die Notwendigkeit von präimplantologischen Augmentationsmaßnahmen. Geringfügige, simultane Augmentationen zur Deckung intraoperativ festgestellter Dehiszenzen oder Fenestrationen mit autologen Bohrspänen oder Knochenersatzmaterial wurden nicht als Ausschlusskriterium gewertet. Die dokumentierten Augmentationen umfassten überwiegend laterale Maßnahmen zur Deckung von Dehiszenzen und geringfügigen periimplantären Knochendefekten (n=66) sowie in zwei Fällen einen internen Sinuslift mit autologem Knochen. Allgemeine Ausschlusskriterien schlossen Patienten mit schlechter Mundhygiene (> 25 %) oder unzureichender Compliance, einer Knochenbreite von weniger als 7 mm, vestibulären oder oralen Knochendefekten, Rauchen mit einem Konsum von mehr

als 10 Zigaretten pro Tag, Patienten mit schweren Stoffwechselerkrankungen, unter immunsuppressiver Therapie stehende Patienten sowie schwangere oder stillende Frauen aus.

Alle Teilnehmer wurden mit TwinFit®-Implantaten der Firma Dentaurum Implants aus Pforzheim versorgt. Die definitiven prothetischen Kronen wurden mit einem provisorischen Zementmaterial auf dem Abutment befestigt. Alle Gruppen erhielten TwinFit®-Implantate entsprechend dem jeweiligen Durchmesser. Diese Implantate sind nach dem Medizinproduktegesetz (MPG) als Produktklasse IIb eingestuft, und fallen somit in die Risikoklasse 701.0 (implantierbare Produkte). In dieser Studie wurde kein Einsatz der Implantate vorgenommen, der über ihre definierte Zweckbestimmung hinausging. Die Auswahl der Durchmesser und Längen der Implantate erfolgte jeweils nach den gegebenen individuellen anatomischen Voraussetzungen.

tioLogic® TWINFIT Implantatsystem – Vergleich der Abutment-Verbindungen

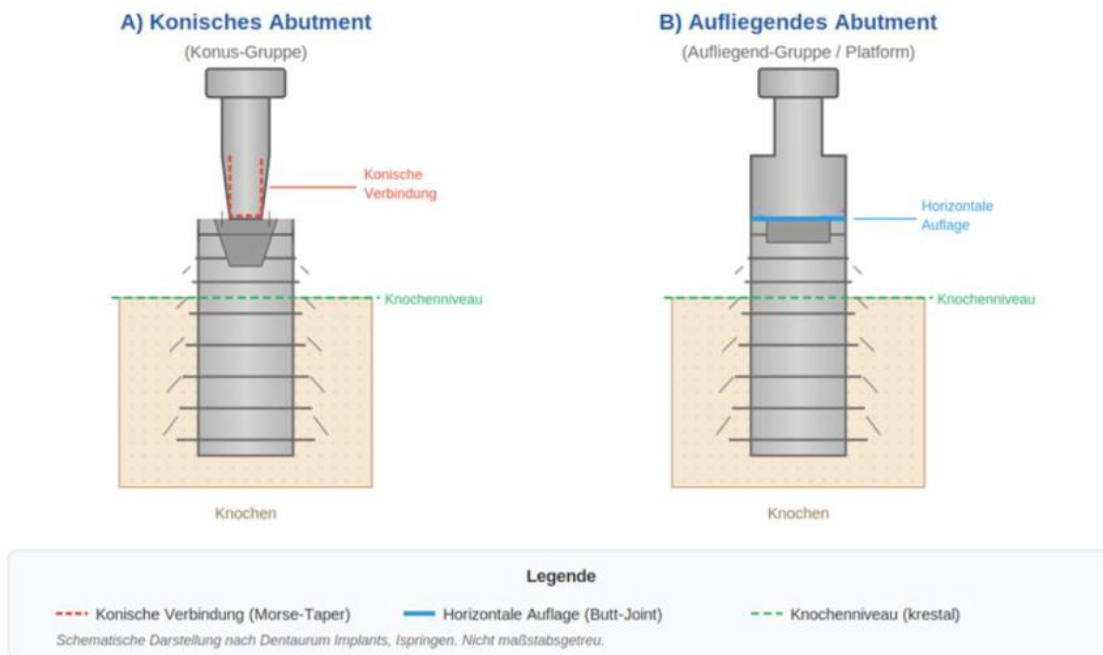


Abb. 2: Abutment-Verbindungstypen des tioLogic® TWINFIT-Implantatsystems.

Schematische Darstellung der beiden Abutment-Verbindungstypen des tioLogic® TWINFIT-Implantatsystems (Dentaureum Implants, Ispringen, Deutschland). A) Konische Verbindung (Konus-Gruppe): Das Abutment greift mit einem Morse-Taper in das Implantat ein. B) Aufliegende Verbindung (Aufliegend-Gruppe): Das Abutment liegt horizontal auf dem Implantatkopf auf (Butt-Joint) mit integriertem Platform Switch. Eigene Darstellung nach Herstellerangaben.

2.3 Datenquellen und Datenerhebung

2.3.1 Allgemeine Untersuchungen

Im Rahmen der Studie wurden die Patienten in regelmäßigen Abständen nach der Insertion des definitiven Abutments zur klinischen Kontrolle einbestellt. Initial erfolgten diese Kontrollen alle sechs Monate und wurden ab dem zweiten Jahr auf einen jährlichen Recall reduziert. Diese Vorgehensweise entsprach der Standardnachsorge und resultierte somit in keinem zusätzlichen Aufwand für die Patienten. Zusätzlich wurde nach einem Zeitraum von 24 Monaten ein weiterer Kontrolltermin angesetzt. Dieses letzte Follow-Up wurde individuell terminiert und an die Bedürfnisse der Patienten angepasst. Der Mindestabstand

zu diesem letzten Follow-Up betrug 48 Monate und wurde als letzter Zeitpunkt in der Studie genutzt.

Zu den regelmäßigen Kontrollterminen wurden die in Tabelle 1 gezeigten Daten erhoben.

Tab. 2: Darstellung der angewandten Erhebungsparameter

Parameter	Beschreibung
Sondierungstiefe	Mit einer Parodontalsonde wurde im Rahmen einer Vier-Punkt-Messung an jedem Implantat und Zahn die Sondierungstiefen gemessen. Messpunkte: mesiovestibulär, vestibulär, distovestibulär und oral
Mukosadicke	Die Mukosadicke wurde zum Zeitpunkt der Freilegung mittels Sondierung vestibulär des Implantats in Millimetern bestimmt.
Knochenqualität	Klassifiziert nach Carl E. Misch (1988). Einteilung: D1-D4
Implantologische Komplikationen	Sorgfältige Befunderhebung und Dokumentation von Komplikationen. Beispiele: Perforationen, Schwellungen, Dehiszenzen, Infektionen, periimplantäre Entzündungen, Implantatfrakturen und Implantatverlust
Prothetische Komplikationen	Detaillierte Erfassung von prothetischen Komplikationen. Beispiele: Erneuerung oder Veränderung der Kronen (z. B. Chipping, Dezentrierung)

2.3.2 Implantatstabilität

Im Rahmen der Studie wurde unmittelbar nach der Implantatinserterion die Primärstabilität jedes Implantats mit einem Periotest-Gerät (Medizintechnik Gulden) gemessen. Dieser zusätzliche Schritt benötigte etwa 5 Minuten pro Implantat.

2.3.3 Marginaler Knochenverlust (MBL)

Unmittelbar nach der Freilegung des Implantates wurden Röntgenaufnahmen als Referenzaufnahme angefertigt. Weitere Kontrollaufnahmen folgten zu den festgelegten Intervallen. Eine zentrale Messung im Rahmen der Studie war die Bestimmung des zervikalen Knochenverlustes. Die hierfür verwendeten Röntgenbilder wurden zum Zeitpunkt der Freilegung und bei den Follow-Up-Terminen aufgenommen, wobei nicht für jeden Patienten zu

jedem Zeitpunkt ein Röntgenbild vorlag. Die Bilder wurden mit der Parallel-Technik von geschulten Mitarbeitern erstellt, um Standardisierung und Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte an der mesialen und distalen Seite der Implantate mittels der Software ImageJ 1.53 (Hartig, 2013). Der Übergang zwischen Implantat-Abutment-Schnittstelle diente als Referenzpunkt und der Abstand zur koronalsten Knochen-Implantat-Verbindung wurde als zervikaler Knochenverlustes gemessen (Kocak-Oztug et al., 2022). Auf Basis der tatsächlichen Implantatlänge wurde das Knochenniveau in Millimetern berechnet. Die Knochenresorption an mesialer und distaler Seite ergibt den mittleren zervikalen Knochenverlust. In dieser Arbeit wird die Abkürzung MBL für 'mean bone loss' (mittlerer Knochenverlust) verwendet, der sich aus dem arithmetischen Mittelwert der mesialen und distalen Messung errechnet. Der Begriff wird synonym zu 'marginaler Knochenverlust' verwendet, bezeichnet jedoch konkret den errechneten Mittelwert (Abbildung 2). Diese standardisierte Datenerhebung und Auswertung ermöglichte eine präzise Überwachung und Analyse des Implantaterfolges sowie der Langzeitstabilität des zervikalen Knochens. Um die Zuverlässigkeit der Messergebnisse zu gewährleisten und potenzielle Verzerrungen zu minimieren, wurden alle Messungen von einer Person, an demselben, zuvor mittels Konstanzprüfung untersuchten und kalibrierten Bildschirm durchgeführt. Diese konsistente Methodik entspricht der in zahlreichen wissenschaftlichen Publikationen etablierten Vorgehensweise (Elemek et al., 2019; Kang et al., 2020; Peñarrocha-Oltra et al., 2018; Sommer et al., 2020) und trägt dazu bei, die wissenschaftliche Validität der Studienergebnisse zu untermauern.

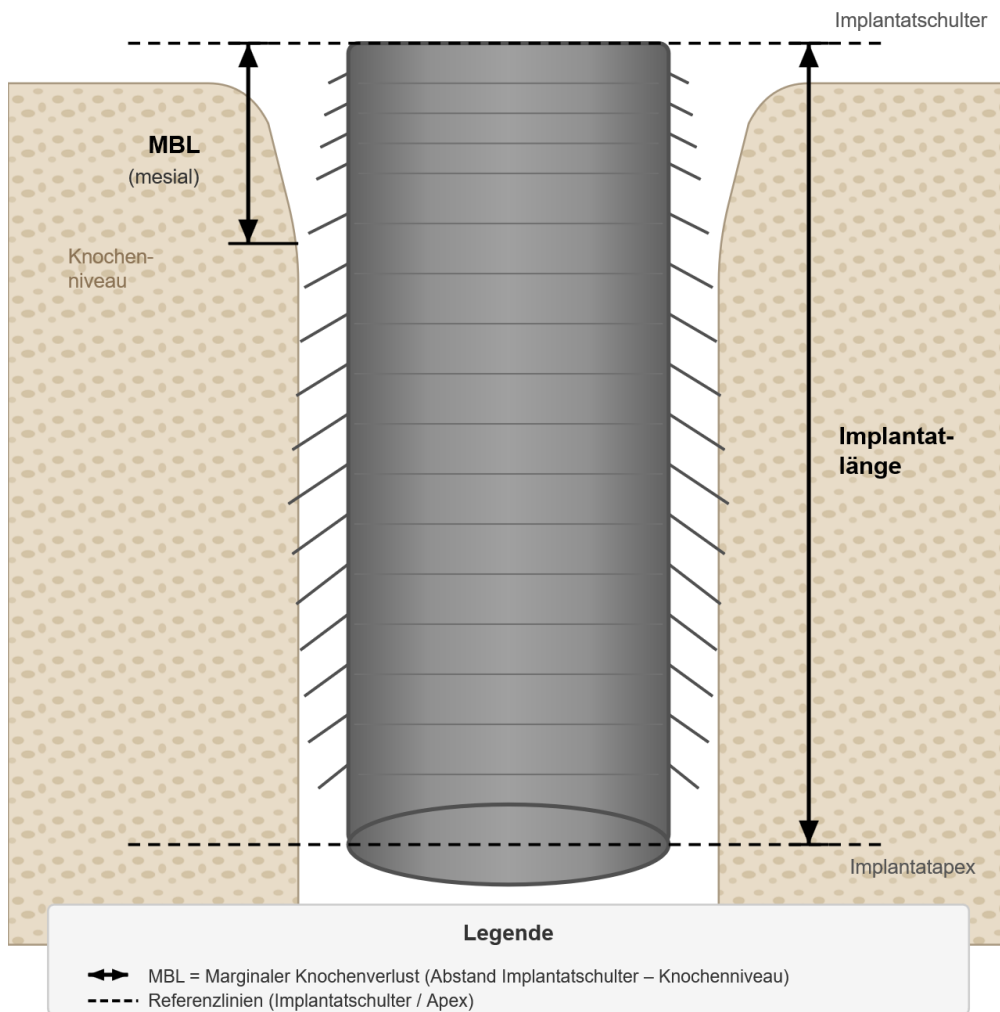


Abb. 3: Definition des zervikalen Knochenverlustes

Eine bekannte Implantatlänge (langer Pfeil) ist Voraussetzung, da Röntgenbilder im Gegensatz zu 3D Daten keine Informationen über Pixelabstände im Bild beinhalten. Um also einen absoluten Wert (in mm) für den zervikalen Knochenverlust zu bestimmen, wurde die Referenzlänge (Implantatlänge) anhand der Patientendokumentation definiert und mithilfe der Referenzlänge entsprechend der Proportionalitätsgleichung der zervikale Knochenverlust als Abstand zwischen der Implantat-Abutment-Schnittstelle und dem koronalsten Punkt des Implantat-Knochenkontakts gemessen. Dies erfolgte einmal mesial und distal, im Anschluss wurde der Mittelwert für die weitere Analyse genutzt Abbildung modifiziert nach Kang et al., 2020.

2.4 Statistische Datenanalyse

Nach der Erstellung der Excel-Tabelle erfolgte der Import des Datensets in das Statistikprogramm SPSS V29.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Daraufhin wurde zunächst eine strukturierte Datenbereinigung durchgeführt. Hierfür wurden fehlende Werte zunächst codiert und von der weiteren Analyse ausgeschlossen. Anschließend erfolgten eine deskriptive Statistik und eine explorative Datenanalyse mit Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und Mediane für die metrischen Variablen. Für kontinuierliche Variablen wurde entweder der Median und Interquartilsabstand oder der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet. Für kategoriale Variablen wurde die relative Häufigkeit (%) und die absolute Häufigkeit (n) errechnet. Hierbei wurden im Rahmen der explorativen Datenanalyse Kreisdiagramme und Balkendiagramme zur Illustration der metrischen und kategorialen Variablen erstellt. Die Balkendiagramme und Kreisdiagramme stellen die relativen Häufigkeiten der kategorialen Variablen dar.

3. Ergebnisse

3.1 Deskriptive Statistik

Es wurden insgesamt 33 Patienten mit 86 Implantaten in die Untersuchung einbezogen. Hiervon waren 18 Patienten männlich (54.5 %) und 15 weiblich (45.5 %). Das durchschnittliche Alter betrug $54,79 \pm 12.75$ Jahre.

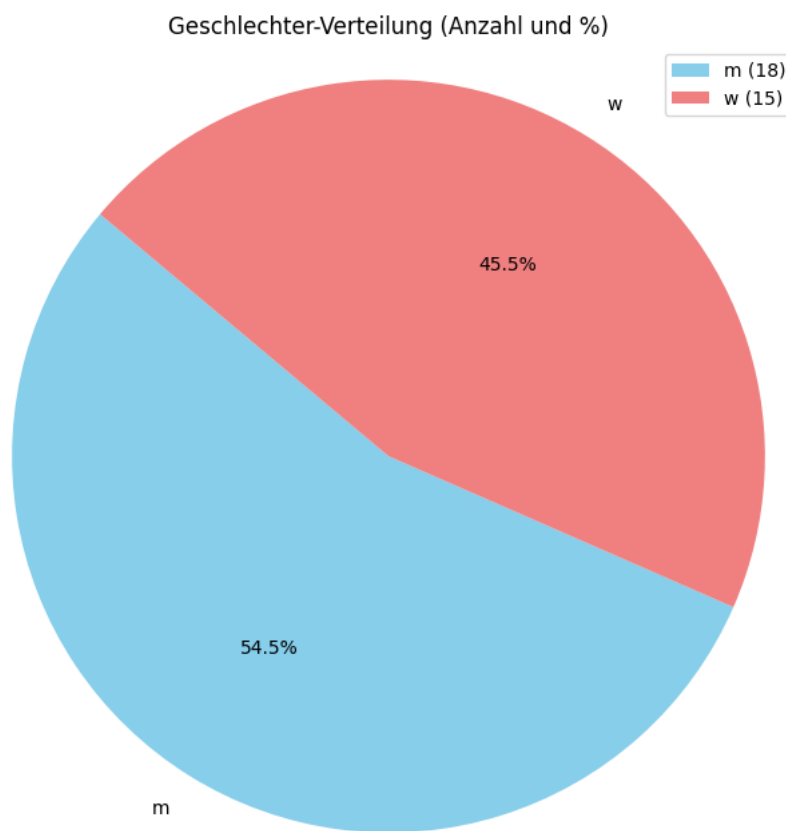


Abb. 4: Geschlechterverteilung in der Studie

Die Verteilung der Knochenqualität bei den Implantationen zeigt, dass die Mehrheit der Implantate in Knochen der Qualität D2 eingesetzt wurde (68,3 %). Knochen der Qualität D3 machten 20,7 % der Fälle aus, gefolgt von D2/D3 mit 9,8 % und D4 mit 1,2 %.

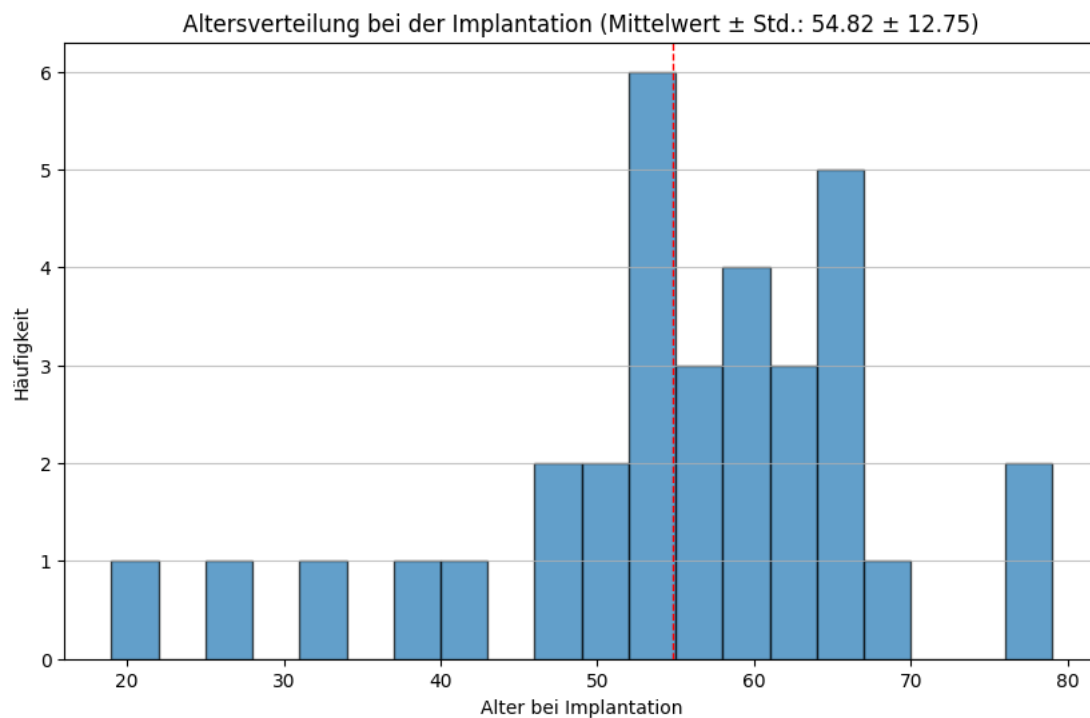


Abb. 5: Altersverteilung in der Studie

Die Verteilung der Implantatdurchmesser zeigt, dass 72,1 % der Implantate einen Durchmesser von 3,7 mm hatten, während 27,9 % einen Durchmesser von 4,2 mm aufwiesen. In Bezug auf die Implantatlängen hatten 53,5 % der Implantate eine Länge von 11 mm, 25,6 % eine Länge von 9 mm, 19,8 % eine Länge von 13 mm und 1,2 % eine Länge von 7 mm.

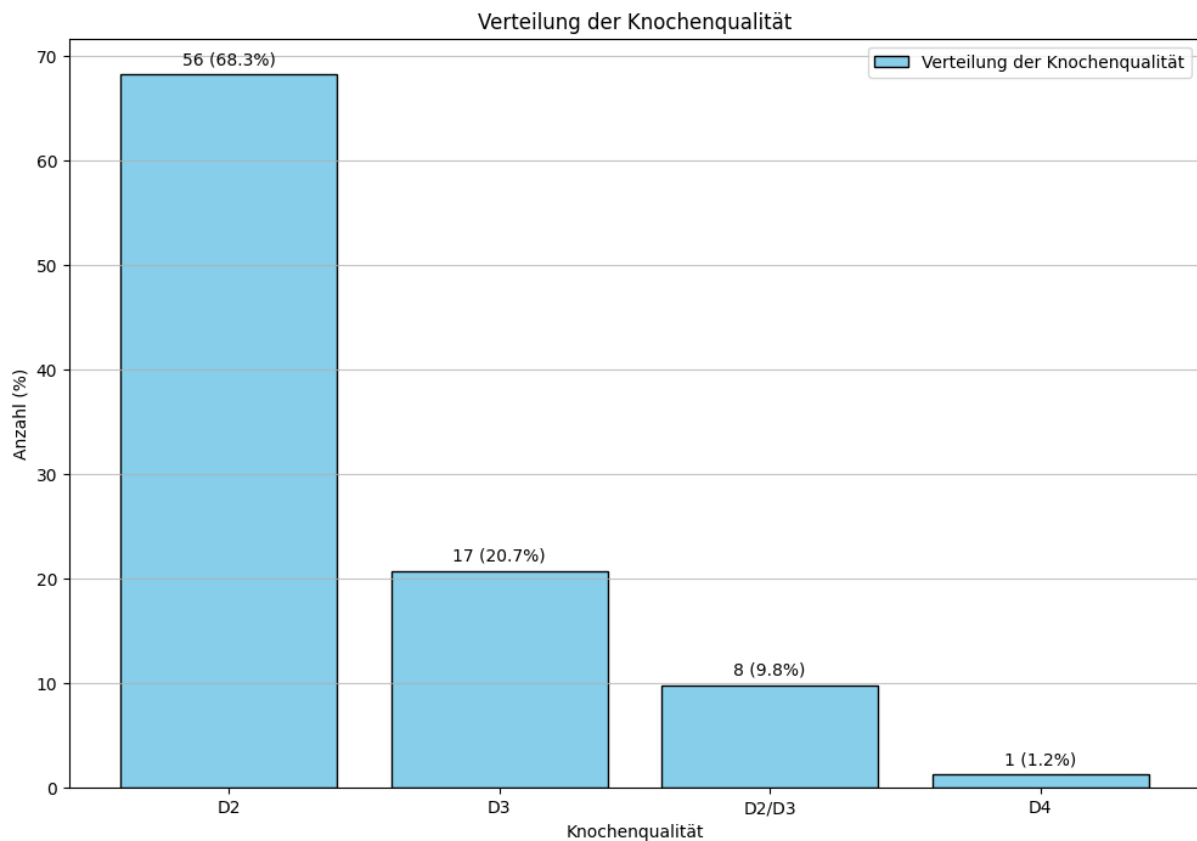


Abb. 6: Verteilung der Knochenqualität

Die Verteilung der Mukosadicke bei den Implantationen zeigt, dass 48,8 % der Messungen eine Mukosadicke von 2,0 mm aufwiesen, gefolgt von 3,0 mm (23,2 %), 1,5 mm (17,1 %) und 2,5 mm (11,0 %).

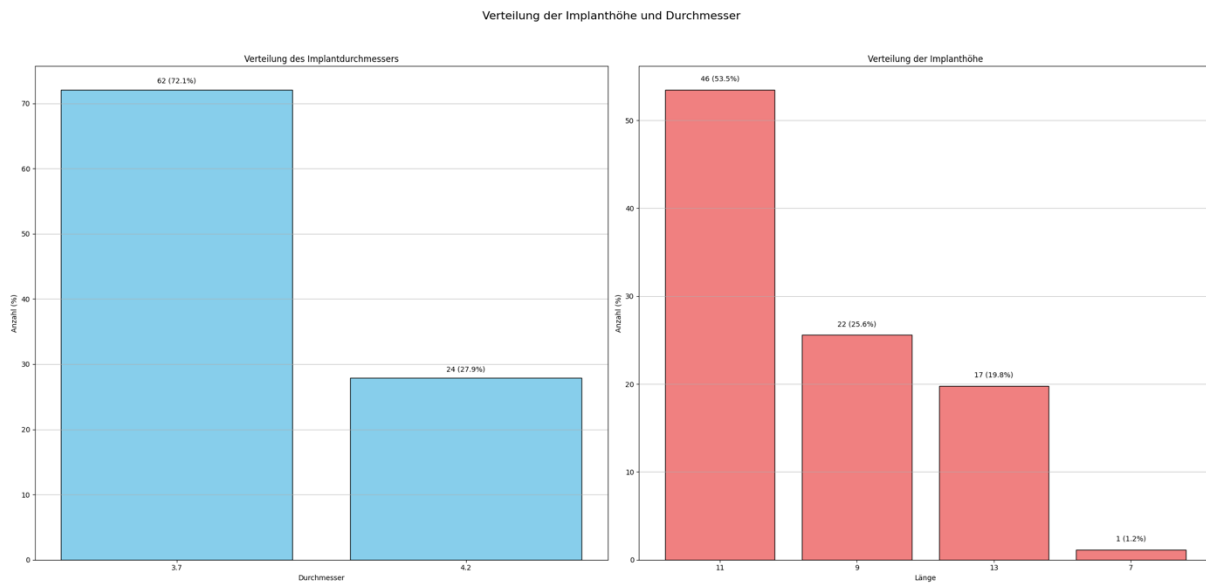


Abb. 7: Verteilung Implantathöhe und Implantatdurchmesser

Die Verteilung der implantierten Regionen zeigt, dass der Großteil der Implantate in den posterioren Regionen eingesetzt wurde (83,7 %), während 16,3 % in den Frontregionen platziert wurden. Diese Verteilung spiegelt die höhere Häufigkeit von Implantaten in den belastungstragenden Bereichen der posterioren Regionen wider.

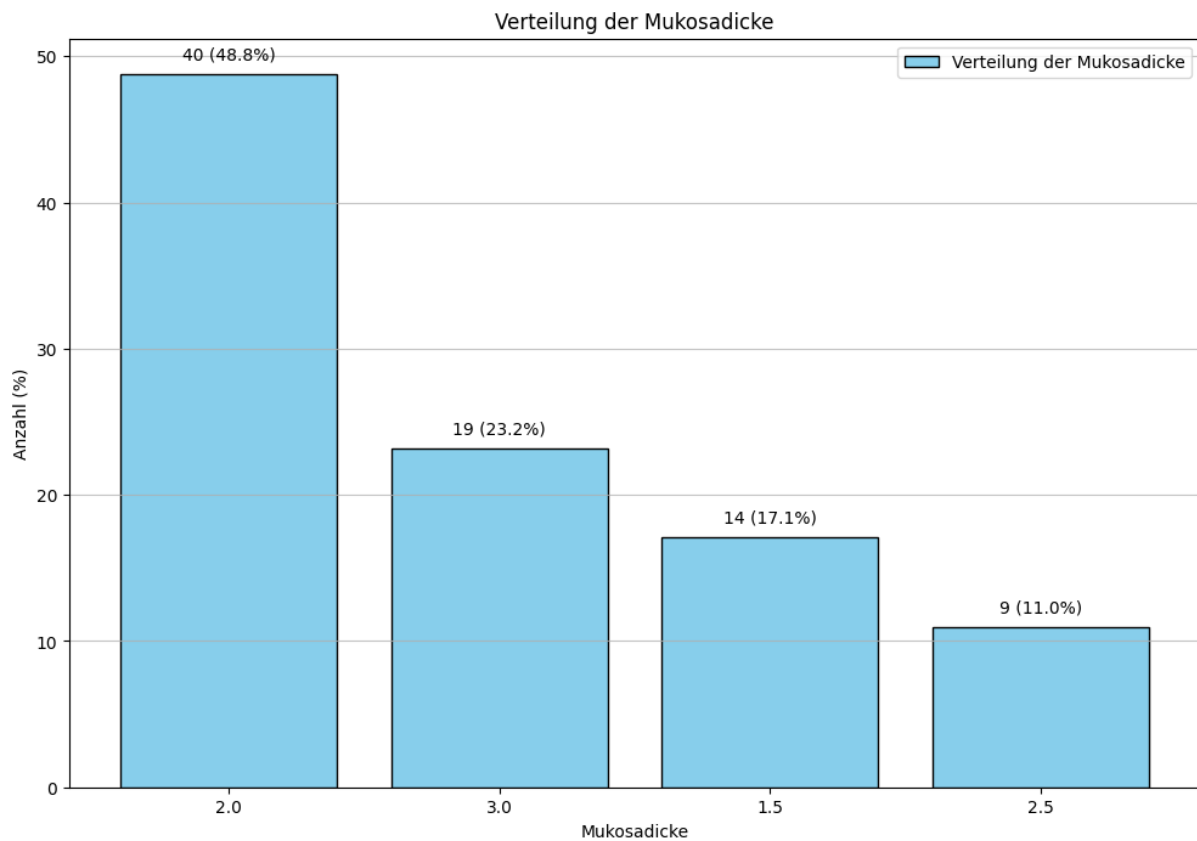


Abb. 8: Verteilung der Mukosadicke

Die Analyse der Höhe der verwendeten Gingivaformer zeigt, dass in 69,6 % der Fälle eine Höhe von 4,0 mm verwendet wurde. Höhen von 6,0 mm und 2,0 mm wurden in 17,4 % bzw. 13,0 % der Fälle verwendet. Zu berücksichtigen ist, dass bei 63 Implantaten die Information zur Höhe des Gingivaformers gefehlt hat und nur 23 Implantate in diese Statistik eingingen.

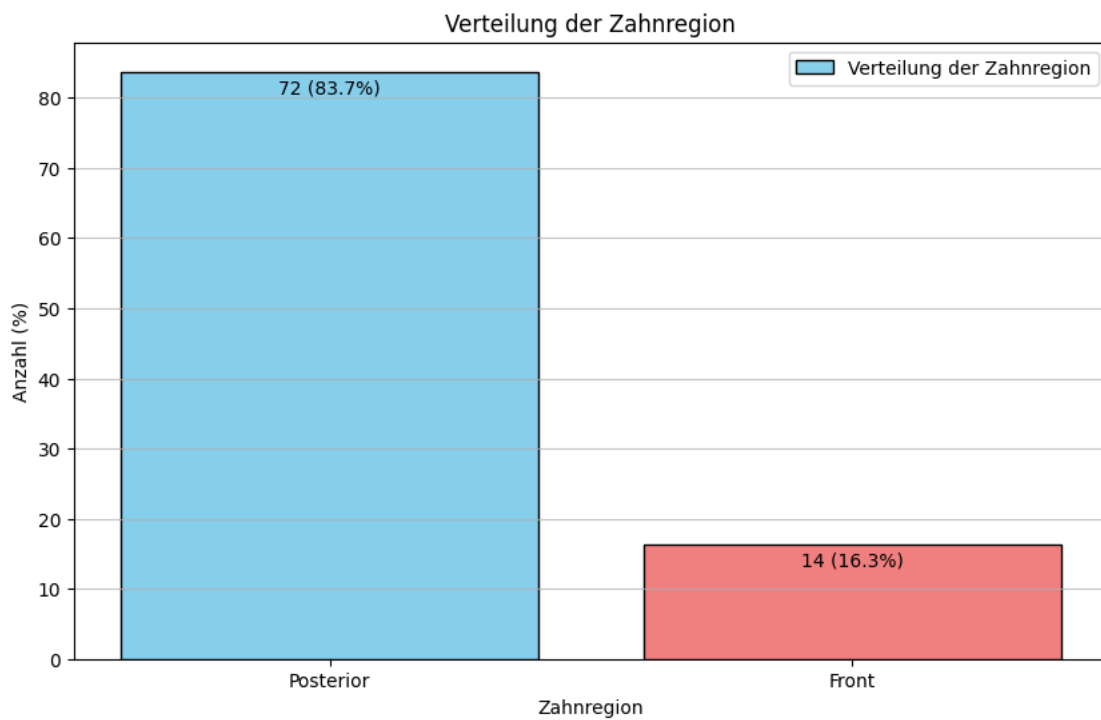


Abb. 9: Verteilung der implantierten Regionen im Zahnbogen

Die Verteilung der Implantatvarianten zeigt, dass 52,3 % der Implantate als Konus (K) klassifiziert wurden, während 47,7 % als Aufliegend (P) klassifiziert wurden. Daher gab es eine nahezu gleichmäßige Verteilung zwischen Konus und Aufliegend.

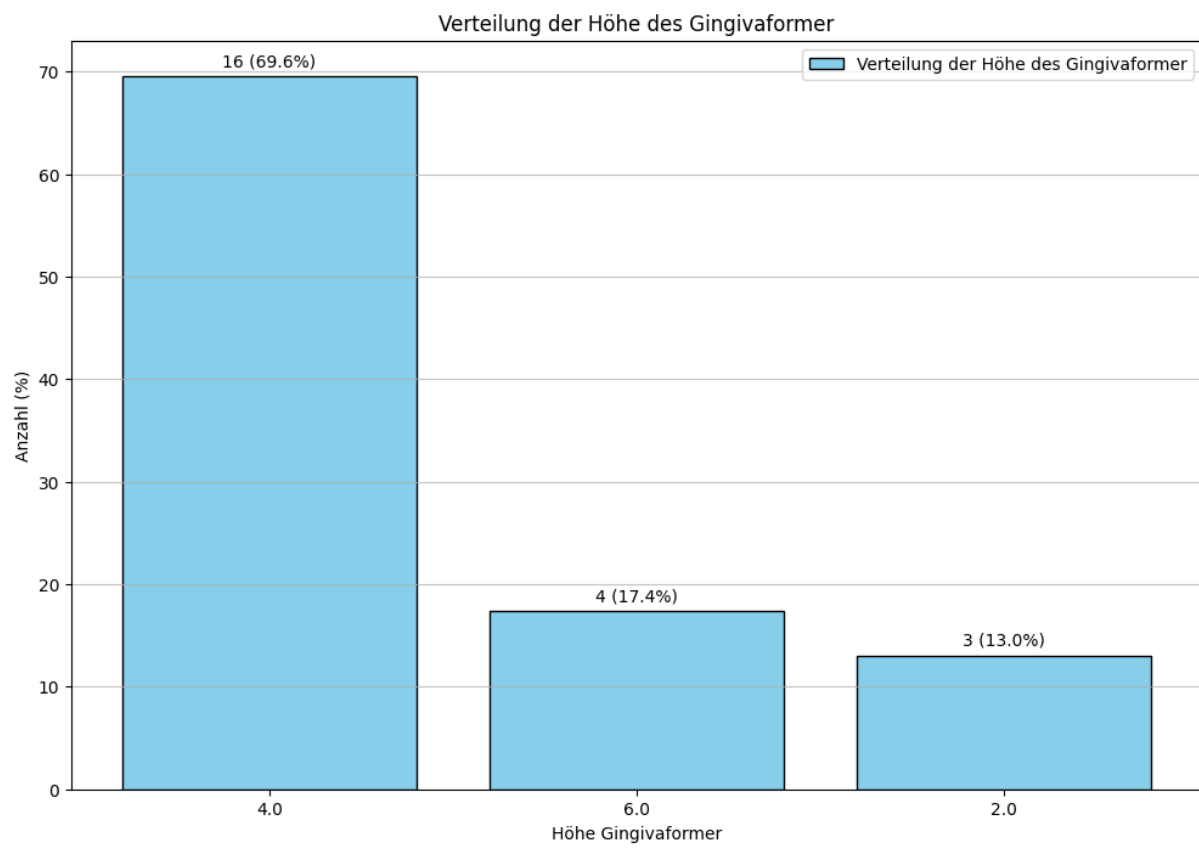


Abb. 10: Verteilung der Höhe des Gingivaformers

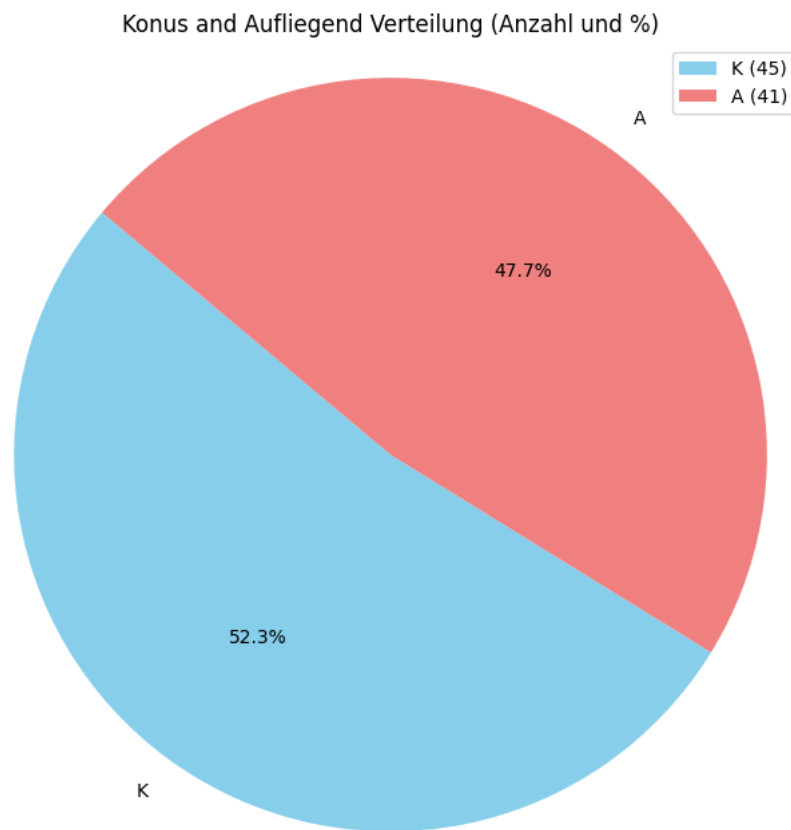


Abb. 11: Verteilung Konus versus Aufliegend

Bei der Notwendigkeit einer Augmentation, wurden verschiedene Methoden angewandt. Die am häufigsten verwendete Technik, mit 23,3 %, war die alleinige Verwendung von Eigenknochen-Bohrspänen. Darauf folgte die Kombination von BioOss Spongiosa 0,25 g und Eigenknochen-Bohrspänen mit 22,1 % sowie keine Augmentation mit 20,9 %. Andere Techniken, wie die alleinige Verwendung von BioOss Spongiosa 0,25 g (14,0 %) und BioOss Spongiosa 0,5 g (7,0 %), wurden weniger häufig eingesetzt. Seltenerer Techniken umfassten die Kombination von BioOss Spongiosa 0,5 g, BioGide und Eigenknochen-Bohrspänen (5,8 %), die Kombination von BioOss Spongiosa 0,5 g und BioGide, sowie Sinuslift und Eigenknochen (jeweils 2,3 %) und die Kombination von Eigenknochen-Bohrspänen und Eigenknochen-Mühle (2,3 %).

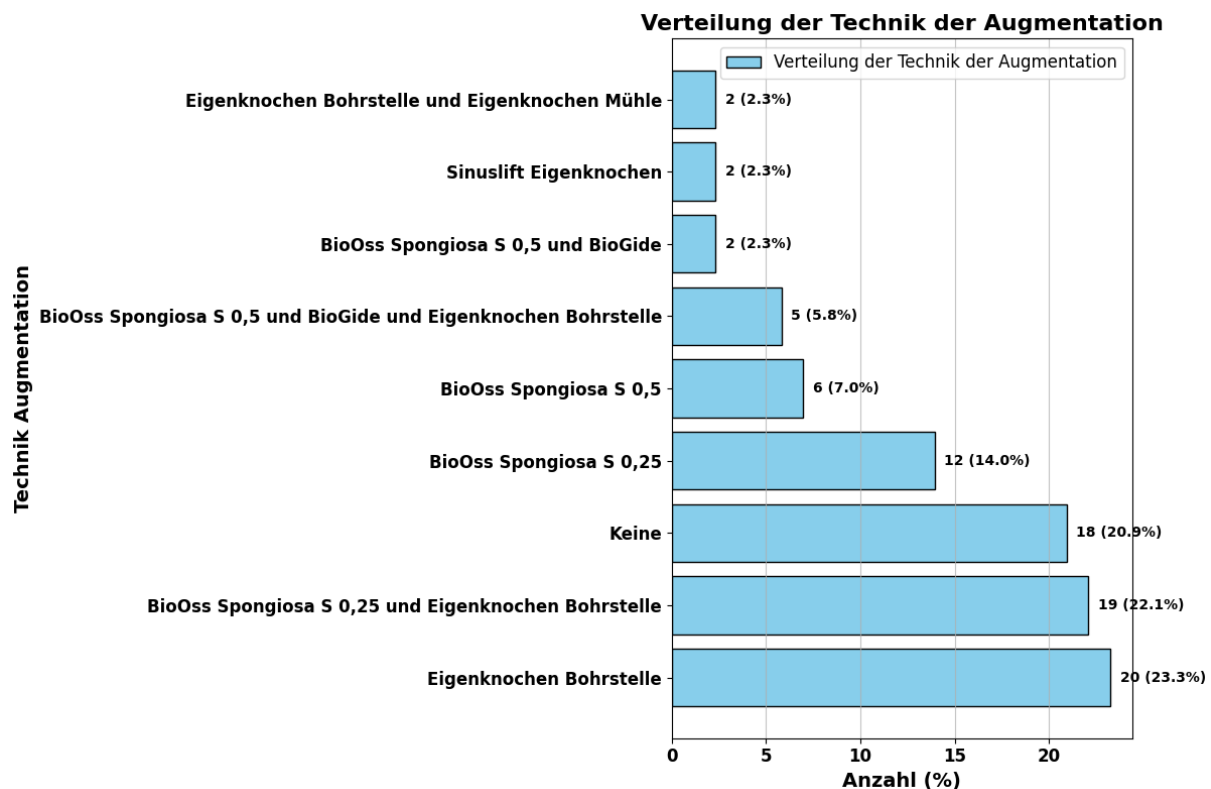


Abb. 12: Verteilung der Technik der Augmentation

Die Verteilung der verschiedenen Versorgungsarten („Art der Versorgung“) zeigt, dass die Einzelkrone die am häufigsten verwendete Prothetik war. Von den 86 dokumentierten Versorgungen entfielen 44,2 % auf Einzelkronen. Dies unterstreicht die Präferenz für Einzelzahnversorgungen bei den untersuchten Fällen.

Darüber hinaus machten Brücken in verschiedenen Konfigurationen einen beträchtlichen Teil der Versorgungen aus. Zu den häufigsten Brücken zählten Brücke 16-15, 24-26 (7,0 %), abnehmbare Brücke (Galvano) (5,8 %), Brücke 36–46 (4,7 %), Brücke 37-47 (4,7 %) und kombiniert Zahn-Implantat abnehmbare Brücke (Galvano) (4,7 %). Seltener angewendete Versorgungen umfassten Brücken wie Brücke 17–27 (3,5 %), Locator mit Teleskop kombiniert (2,3 %), Brücke 34-36 mit Anhänger 37 (2,3 %), Brücke 14–16 mit Anhänger 17 (2,3 %), und andere. Jede dieser Brückenarten machte etwa 2,3 % der Versorgungen aus.

Es gab auch weniger häufige Versorgungungen, die jeweils nur in 1,2 % der Fälle verwendet wurden, wie Brücke 43,44(Zahn)-46 mit Anhänger 47, Brücke 33(Zahn)-35 mit Anhänger 37, Zahn-Implantat-Brücke 34-36.

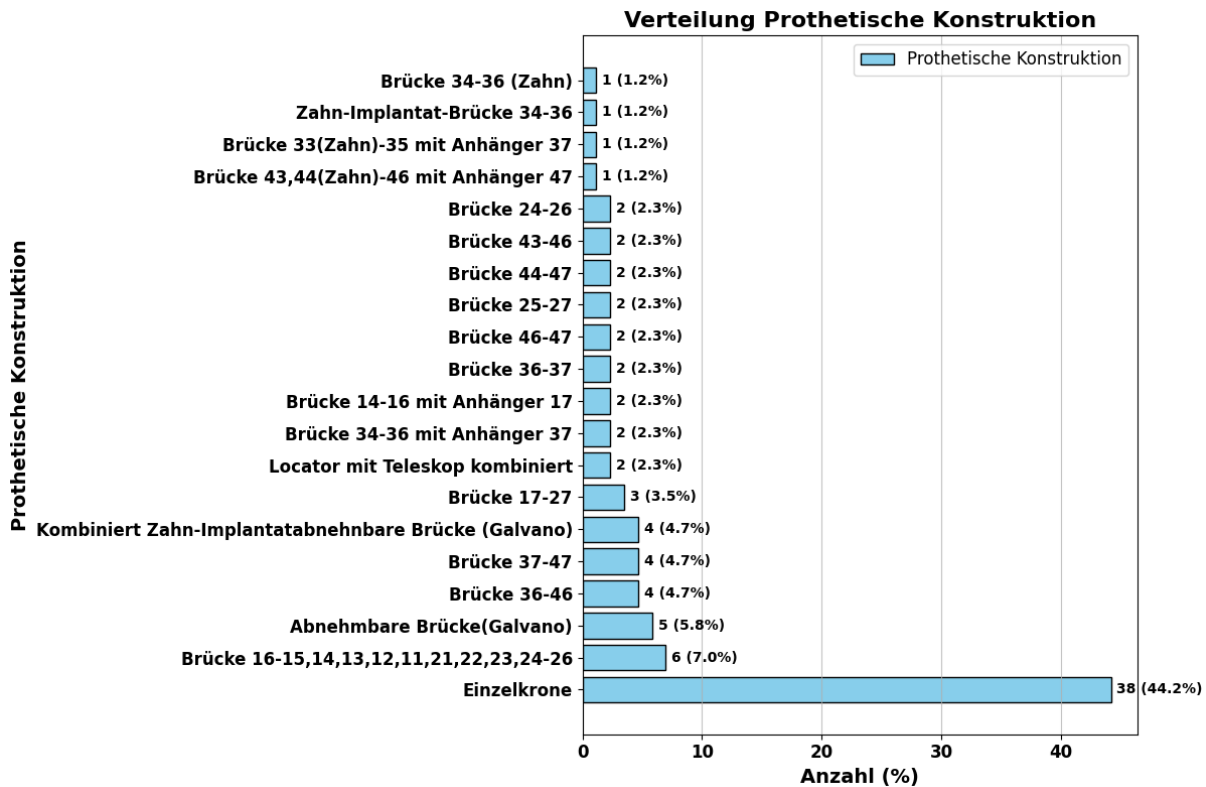


Abb. 13: Verteilung der prothetischen Konstruktionen

Die Verteilung der prothetischen Versorgungsarten über verschiedene Implantatdimensionen zeigt charakteristische Muster. Bei Implantaten mit den Abmessungen $3,7 \times 11\text{mm}$ war die Einzelkrone die häufigste Versorgung (33,3 % der Fälle), gefolgt von einer Vielzahl unterschiedlicher Brückenversorgungen und Kombinationen, die jeweils kleinere Anteile darstellten. In der Gruppe $4,2 \times 11\text{mm}$ dominierten ebenfalls Einzelkronen, die 76,9 % der Fälle ausmachten, während andere prothetische Konstruktionen nur in geringem Maße auftraten. Für die kleinere Dimension $3,7 \times 7\text{mm}$ wurde ausschließlich eine Zahn-Implantat-Brücke (Position 34–36) dokumentiert.

Bei Implantaten mit einer Größe von $3,7 \times 13\text{mm}$ zeigte sich eine größere Diversität, wobei die Brückenversorgung 36–46 mit 25 % und die Einzelkrone mit 18,8 % die häufigsten Versorgungsarten darstellten. Für Implantate der Größe $3,7 \times 9\text{mm}$ wurden ebenfalls Einzelkronen am häufigsten angewendet (50 %), ergänzt durch verschiedene Brückenversorgungen in geringeren Anteilen. In der Gruppe $4,2 \times 9\text{mm}$ dominierten Einzelkronen, mit einem Anteil von 80 % der Fälle.

3.2 Verlauf des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit

Der zervikale Knochenverlust (mean bone loss – MBL) wurde über verschiedene Zeitpunkte hinweg gemessen, um den Verlauf und die Tendenzen im zeitlichen Verlauf zu analysieren. Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen des MBL zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M) und 24 Monate (24M). Zum Zeitpunkt der Freilegung betrug der mittlere zervikale Knochenverlust 0,39 mm mit einer Standardabweichung von 0,81 mm. Dies deutet darauf hin, dass es zu diesem frühen Zeitpunkt nach der Implantation eine geringe, aber signifikante Knochenresorption gab. Sechs Monate nach der Implantation wurde ein mittlerer zervikaler Knochenverlust von 0,96 mm gemessen, mit einer Standardabweichung von 1,27 mm. Dies zeigt eine Zunahme des marginalen Knochenverlustes im Vergleich zur Freilegung. Nach zwölf Monaten wurde ein mittlerer zervikaler Knochenverlust von 0,87 mm mit einer Standardabweichung von 1,17 mm festgestellt. Im Vergleich zu den Messungen nach sechs Monaten zeigt sich eine leichte Abnahme des mittleren zervikalen Knochenverlustes, was auf eine mögliche Stabilisierung der Knochenresorption hindeutet. Der mittlere zervikale Knochenverlust nach 24 Monaten betrug 1,41 mm mit einer Standardabweichung von 2,79 mm. Diese Daten zeigen eine weitere Zunahme des zervikalen Knochenverlustes, jedoch auch eine erhebliche Variabilität zwischen den einzelnen Fällen.

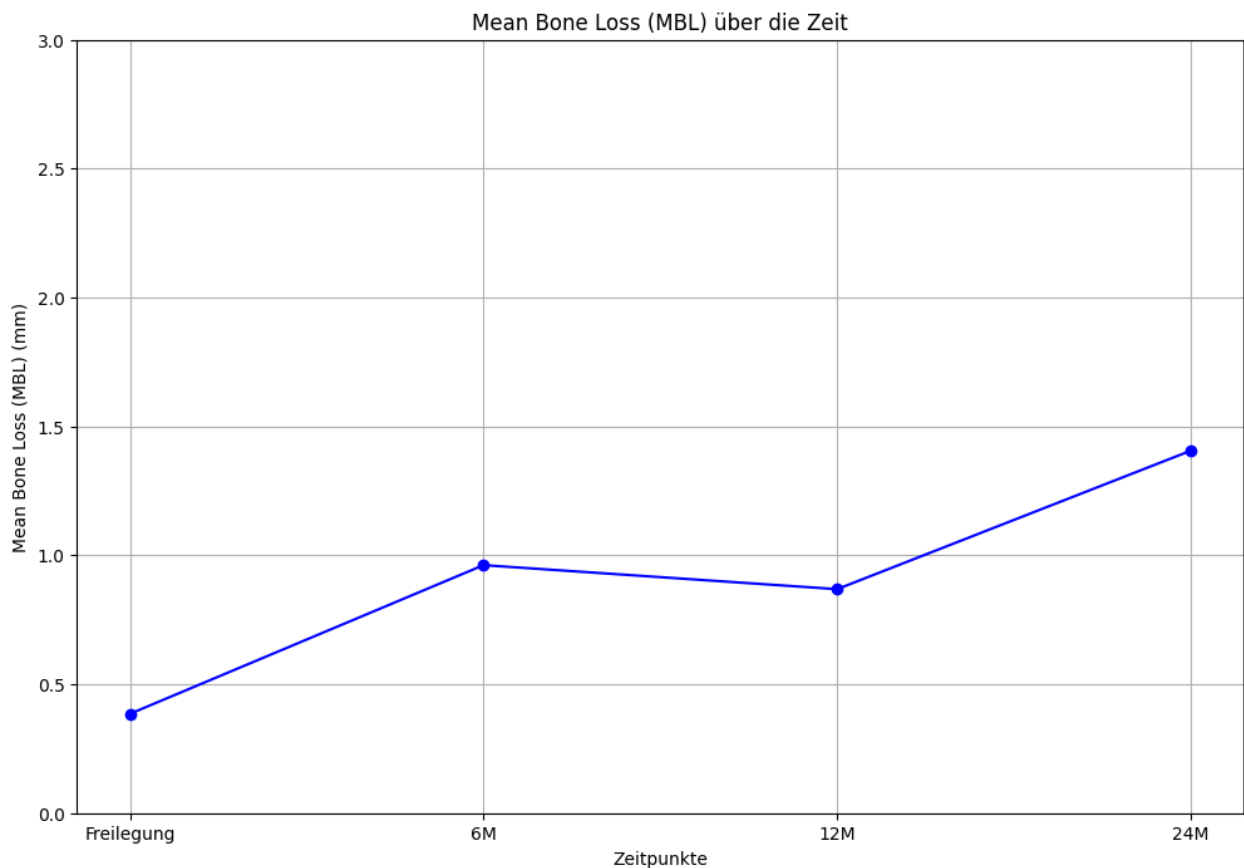


Abb. 14: Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit

Die röntgenologische Auswertung des marginalen Knochenverlustes erfolgte zu vier Zeitpunkten: zum Zeitpunkt der Freilegung (n=44 Implantate), nach 6 Monaten (n=35), nach 12 Monaten (n=47) und nach 24 Monaten (n=55). Die unterschiedlichen Fallzahlen ergeben sich aus der variablen Nachbeobachtungszeit der einzelnen Patienten sowie fehlenden Röntgenaufnahmen zu einzelnen Kontrollterminen.

3.3 Verlauf der Sondierungstiefen über die Zeit

Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Sondierungstiefen zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M) und 24 Monate (24M). Zum Zeitpunkt der Freilegung betrug die mittlere maximale Sondierungstiefe $2,64 \pm 0,73$ mm. Sechs Monate nach der Implantation wurde eine mittlere Sondierungstiefe von $2,70 \pm 0,93$ mm gemessen. Nach zwölf Monaten zeigte sich eine mittlere maximale Sondierungstiefe von $3,00 \pm 1,10$ mm. Zwei Jahre nach der Im-

plantation betrug die mittlere Sondierungstiefe $2,84 \pm 0,95$ mm. Diese Ergebnisse verdeutlichen die Veränderungen der Sondierungstiefen über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren nach der Implantation. Es ist erkennbar, dass die Sondierungstiefen im Verlauf der Zeit tendenziell zunehmen, wobei der größte Anstieg innerhalb der ersten zwölf Monate auftritt.

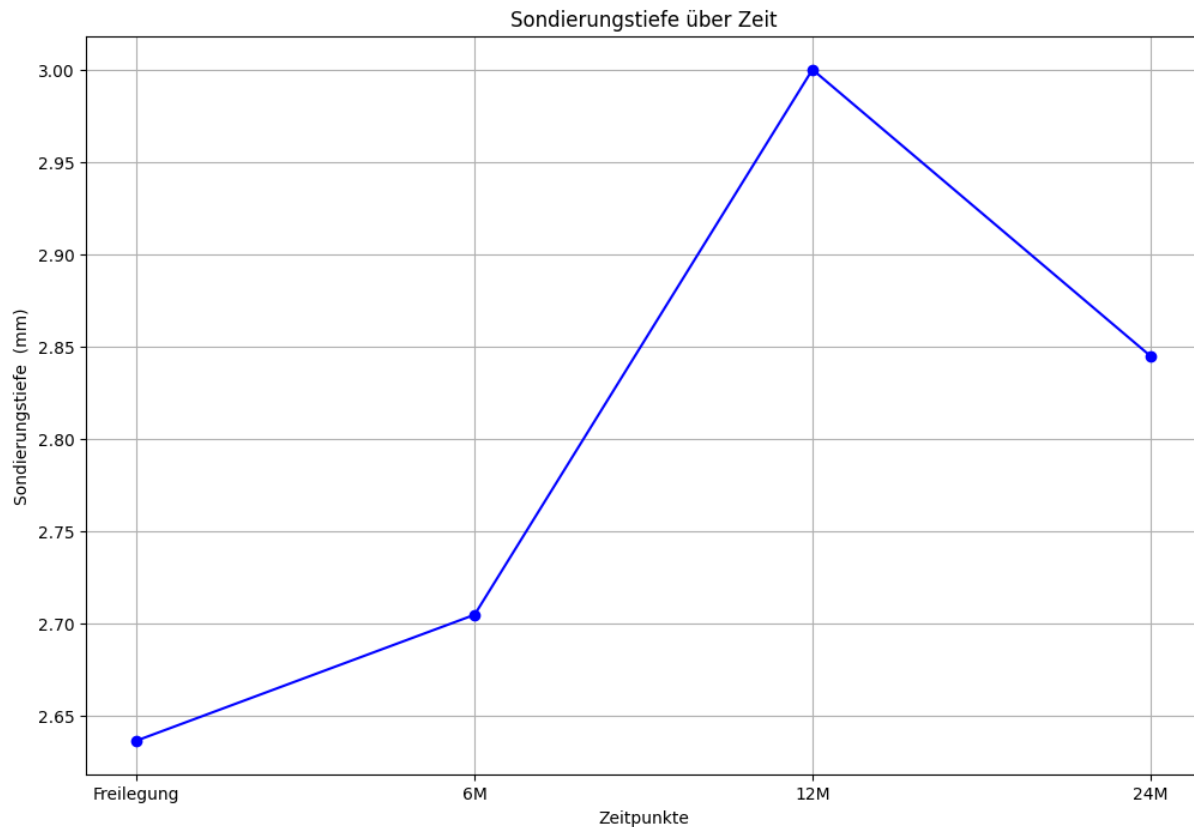


Abb. 15: Verlauf der Sondierungstiefen über die Zeit

3.4 Vergleichende Analyse des MBL

3.4.1 Zahnregionen

Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen des MBL zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M) und 24 Monate (24M) für die Front- und posterioren Zahnregionen. Zum Zeitpunkt der Freilegung betrug der mitt-

lere zervikale Knochenverlust in der Frontregion $0,14 \pm 0,19$ mm, während er in der posterioren Region $0,42 \pm 0,85$ mm betrug. Sechs Monate nach der Implantation wurde in der posterioren Region ein mittlerer zervikaler Knochenverlust von $0,99 \pm 1,28$ mm gemessen. Nach zwölf Monaten zeigte sich in der Frontregion ein mittlerer zervikaler Knochenverlust von $0,72 \pm 1,23$ mm, während er in der posterioren Region $0,90 \pm 1,17$ mm betrug. Zwei Jahre nach der Implantation betrug der mittlere zervikale Knochenverlust in der Frontregion $1,36 \pm 1,88$ mm und in der posterioren Region $1,41 \pm 2,95$ mm.

Diese Ergebnisse verdeutlichen die Dynamik des zervikalen Knochenverlustes über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren nach der Implantation, unterteilt nach Zahnregionen. Es ist erkennbar, dass der zervikale Knochenverlust in den posterioren Regionen tendenziell höher ist als in den Front, insbesondere bei den langfristigen Messungen. Der größte Anstieg des Knochenverlustes tritt innerhalb der ersten sechs Monate auf, gefolgt von einer Phase der Stabilisierung und einem weiteren Anstieg im langfristigen Verlauf.



Abb. 16: Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit stratifiziert nach Zahnregion

3.4.2 Konus versus Aufliegend

Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen des MBL zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M), 24 Monate (24M) für die Implantatvarianten Konus (K) und Aufliegend (A). Zum Zeitpunkt der Freilegung betrug der mittlere zervikale Knochenverlust bei Konus-Implantaten $0,38 \pm 0,84$ mm, während er bei Aufliegend-Implantaten $0,39 \pm 0,81$ mm betrug. Sechs Monate nach der Implantation wurde bei Konus-Implantaten ein mittlerer Knochenverlust von $0,78 \pm 1,01$ mm gemessen, während er bei Aufliegend-Implantaten $1,18 \pm 1,54$ mm betrug. Nach zwölf Monaten zeigte sich bei Konus-Implantaten ein mittlerer zervikaler Knochenverlust von $0,26 \pm 0,51$ mm, während er bei Aufliegend-Implantaten $1,45 \pm 1,32$ mm betrug. Zwei Jahre nach der Implantation betrug der mittlere marginale Knochenverlust bei Konus-Implantaten $0,48 \pm 0,89$ mm

und bei Aufliegend-Implantaten $2,43 \pm 3,71$ mm. Diese Ergebnisse verdeutlichen die Dynamik des zervikalen Knochenverlustes über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren nach der Implantation, unterteilt nach Implantattypen. Es ist erkennbar, dass der zervikale Knochenverlust bei Aufliegend-Implantaten tendenziell höher ist als bei Konus-Implantaten, insbesondere bei den langfristigen Messungen. Der größte Anstieg des zervikalen Knochenverlustes tritt innerhalb der ersten sechs Monate auf, gefolgt von einer Phase der Stabilisierung und einem weiteren Anstieg im langfristigen Verlauf.

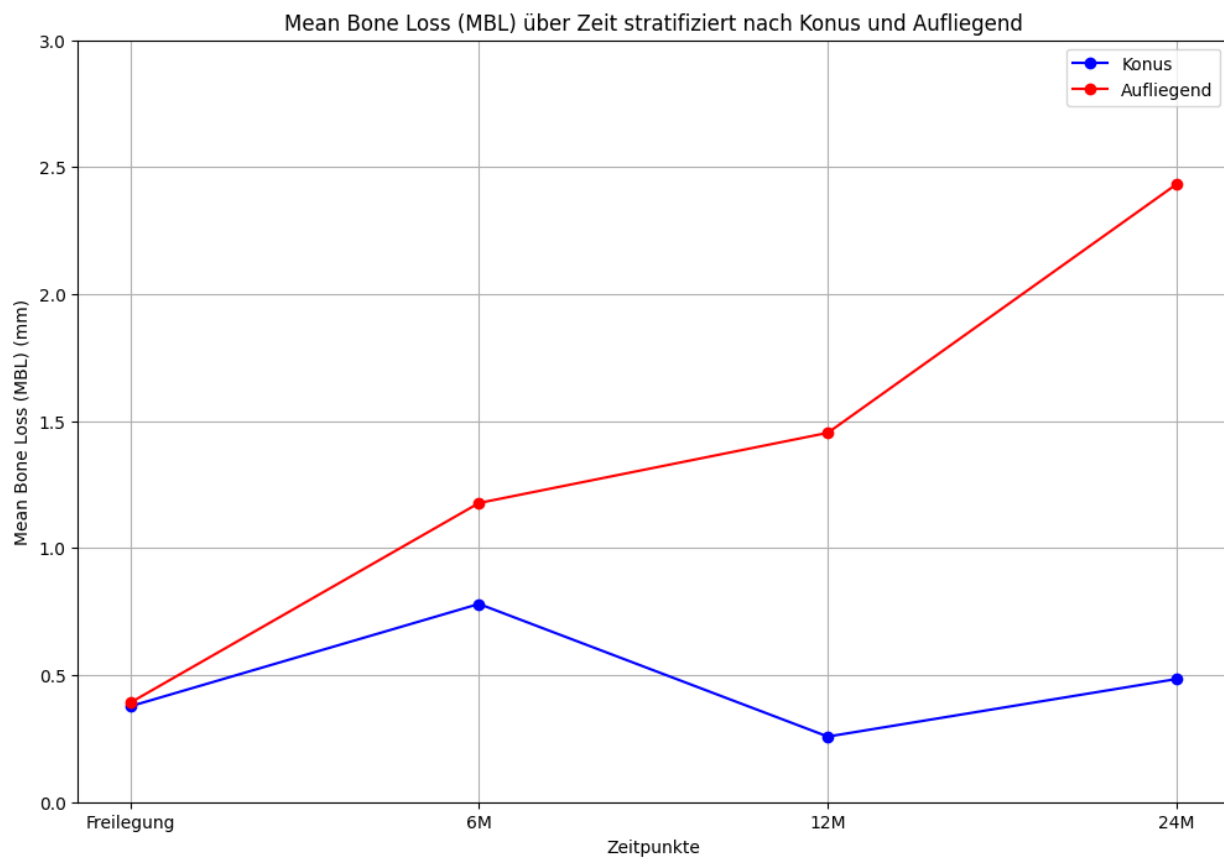


Abb. 17: Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit stratifiziert nach Aufliegend versus Konus

3.4.3 Kombination von Konus versus Aufliegend und Zahnregionen

Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen des MBL zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M) und 24 Monate (24M) für die Kombinationen aus Zahnregion (Front und Posterior) und Implantattypen (Konus und Auflie-

gend). Zum Zeitpunkt der Freilegung betrug der mittlere zervikale Knochenverlust bei Frontregion-Konustyp-Implantaten $0,48 \pm 0,89$ mm, während er bei posterioren Region-Implantaten $0,40 \pm 0,83$ mm betrug. Bei Frontregion-Aufliegendtyp-Implantaten betrug der mittlere zervikale Knochenverlust 0,00 mm. Sechs Monate nach der Implantation wurde bei Frontregion-Konustyp-Implantaten ein mittlerer zervikaler Knochenverlust von $0,07 \pm 0,10$ mm gemessen, während er bei posterioren Region-Implantaten $1,03 \pm 1,31$ mm betrug. Es ist zu beachten, dass der MBL-Wert nach 6 Monaten bei Frontregion-Aufliegendtyp-Implantaten konstant blieb und daher in die Boxplots aufgenommen wurde.

Nach zwölf Monaten zeigte sich bei Frontregion-Konustyp-Implantaten ein mittlerer zervikaler Knochenverlust von $0,49 \pm 0,89$ mm, während er bei posterioren Region-Implantaten $0,82 \pm 1,17$ mm betrug. Bei Frontregion-Aufliegendtyp-Implantaten betrug der mittlere Knochenverlust $1,48 \pm 1,34$ mm. Zwei Jahre nach der Implantation betrug der mittlere zervikale Knochenverlust bei Frontregion-Konustyp-Implantaten $0,90 \pm 1,07$ mm und bei posterioren Region-Implantaten $1,43 \pm 3,05$ mm. Bei Frontregion-Aufliegendtyp-Implantaten betrug der mittlere zervikale Knochenverlust $1,73 \pm 2,06$ mm. Diese Ergebnisse verdeutlichen die Dynamik des zervikalen Knochenverlustes über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren nach der Implantation, unterteilt nach Zahnregionen und Implantattypen. Es ist erkennbar, dass der zervikale Knochenverlust in den posterioren Regionen tendenziell höher ist als in den Frontregionen, insbesondere bei den langfristigen Messungen. Der größte Anstieg des Knochenverlustes tritt innerhalb der ersten sechs Monate auf, gefolgt von einer Phase der Stabilisierung und einem weiteren Anstieg im langfristigen Verlauf.

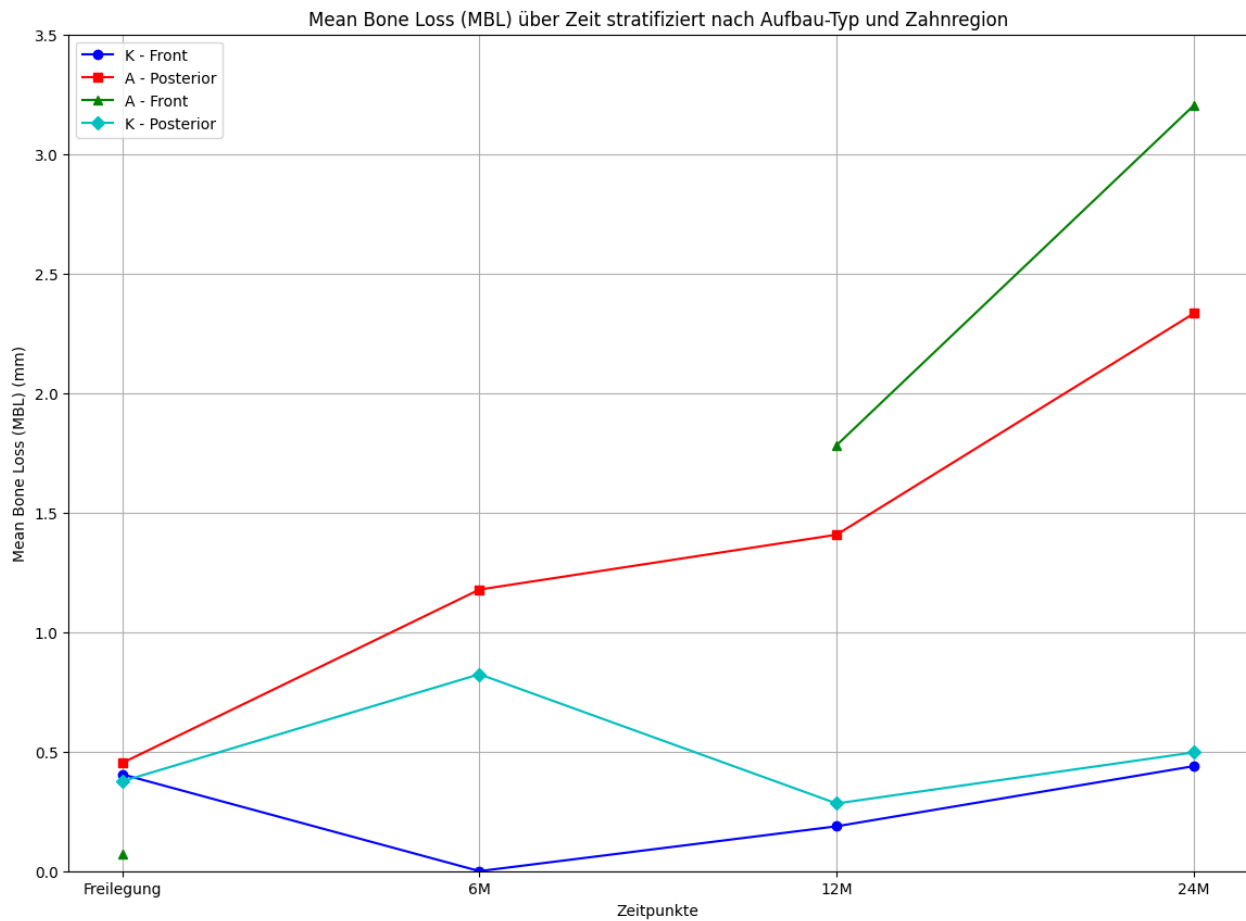


Abb. 18: Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit stratifiziert nach Auf-
liegend versus Konus und Zahnregion

3.5 Vergleichende Analyse der Sondierungstiefen

3.5.1 Zahnregionen

Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Sondierungstiefen zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M) und 24 Monate (24M) für die Front- und posterioren Zahnregionen. Zum Zeitpunkt der Freilegung betrug die mittlere maximale Sondierungstiefe in der posterioren Region $2,67 \pm 0,73$ mm. Sechs Monate nach der Implantation betrug die mittlere Sondierungstiefe in der Frontregion $3,80 \pm 1,30$ mm, während sie in der posterioren Region $2,56 \pm 0,79$ mm betrug. Nach zwölf Monaten zeigte sich in der Frontregion eine mittlere

maximale Sondierungstiefe von $3,22 \pm 0,97$ mm, während sie in der posterioren Region $2,95 \pm 1,13$ mm betrug. Zwei Jahre nach der Implantation betrug die mittlere Sondierungstiefe in der Frontregion $2,82 \pm 1,08$ mm und in der posterioren Region $2,85 \pm 0,93$ mm. Diese Ergebnisse verdeutlichen die Veränderungen der Sondierungstiefen über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren nach der Implantation, unterteilt nach Zahnregionen. Es ist erkennbar, dass die Sondierungstiefen im Verlauf der Zeit tendenziell zunehmen, wobei der größte Anstieg innerhalb der ersten zwölf Monate auftritt.

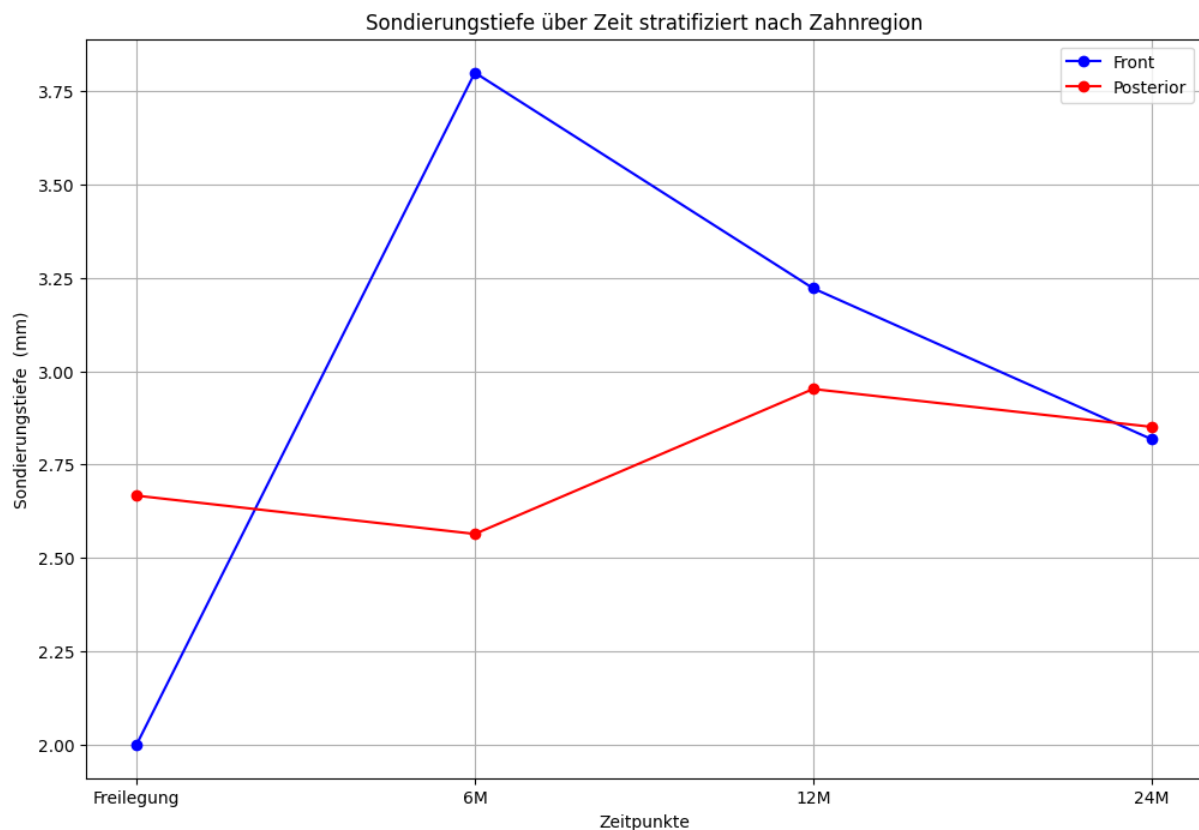


Abb. 19: Darstellung der Sondierungstiefen über die Zeit stratifiziert nach Zahnregion

3.5.2 Konus versus Aufliegend

Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Sondierungstiefen zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M) und 24 Monate (24M) für die Implantattypen Konus (K) und Aufliegend (A). Zum Zeitpunkt

der Freilegung betrug die mittlere maximale Sondierungstiefe bei Konus-Implantaten $2,50 \pm 0,54$ mm, während sie bei Aufliegend-Implantaten $2,71 \pm 0,83$ mm betrug.

Sechs Monate nach der Implantation betrug die mittlere Sondierungstiefe bei Konus-Implantaten $2,53 \pm 0,77$ mm, während sie bei Aufliegend-Implantaten $2,84 \pm 1,03$ mm betrug. Nach zwölf Monaten zeigte sich bei Konus-Implantaten eine mittlere maximale Sondierungstiefe von $2,81 \pm 1,06$ mm, während sie bei Aufliegend-Implantaten $3,20 \pm 1,12$ mm betrug. Zwei Jahre nach der Implantation betrug die mittlere Sondierungstiefe bei Konus-Implantaten $2,71 \pm 0,86$ mm und bei Aufliegend-Implantaten $3,00 \pm 1,04$ mm.

Diese Ergebnisse verdeutlichen die Veränderungen der Sondierungstiefen über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren nach der Implantation, unterteilt nach Implantattypen. Es ist erkennbar, dass die Sondierungstiefen im Verlauf der Zeit tendenziell zunehmen, wobei der größte Anstieg innerhalb der ersten zwölf Monate auftritt.

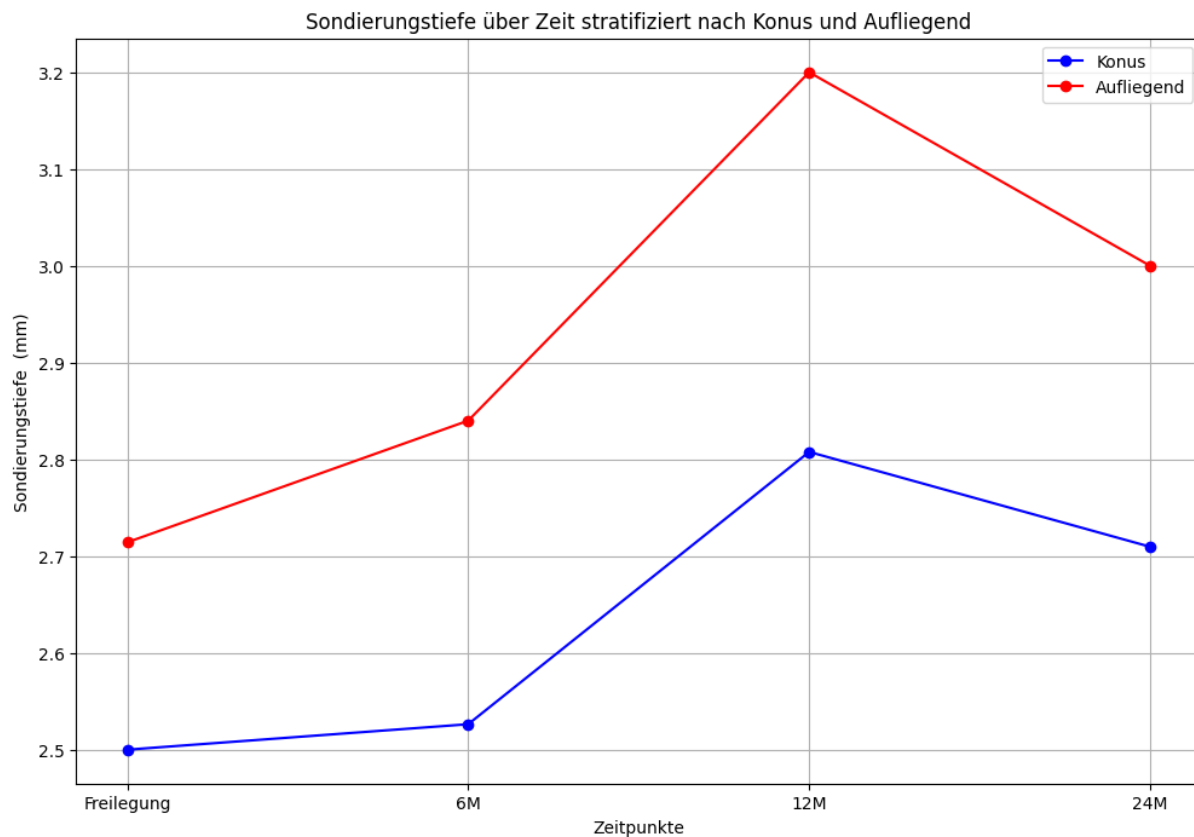


Abb. 20: Darstellung der Sondierungstiefen über die Zeit stratifiziert nach Aufliegend versus Konus

3.5.3 Kombination von Konus versus Aufliegend und Zahnregionen

Die folgenden Ergebnisse zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Sondierungstiefen zu den Zeitpunkten Freilegung, 6 Monate (6M), 12 Monate (12M) und 24 Monate (24M) für die Kombinationen aus Zahnregion (Front und Posterior) und Implantattypen (Konus und Aufliegend). Zum Zeitpunkt der Freilegung betrug die mittlere maximale Sondierungstiefe in der posterioren Region $2,70 \pm 0,73$ mm. Sechs Monate nach der Implantation betrug die mittlere Sondierungstiefe in der Frontregion mit Konus-Implantaten $2,50 \pm 1,00$ mm und in der Frontregion mit Aufliegend-Implantaten $3,50 \pm 1,29$ mm. In der posterioren Region betrug die mittlere Sondierungstiefe $2,64 \pm 0,87$ mm. Nach zwölf Monaten zeigte sich in der Frontregion mit Konus-Implantaten eine mittlere maximale Sondierungstiefe von $3,67 \pm 1,63$ mm, während sie in der Frontregion mit Aufliegend-Implantaten $2,83 \pm 0,98$ mm betrug. In der posterioren Region betrug die mittlere Sondierungstiefe $2,92 \pm 1,01$ mm. Zwei Jahre nach der Implantation

betrug die mittlere Sondierungstiefe in der Frontregion mit Konus-Implantaten $4,33 \pm 0,82$ mm und in der Frontregion mit Aufliegend-Implantaten $2,67 \pm 1,21$ mm. In der posterioren Region betrug die mittlere Sondierungstiefe $2,67 \pm 0,76$ mm. Diese Ergebnisse verdeutlichen die Veränderungen der Sondierungstiefen über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren nach der Implantation, unterteilt nach Zahnregionen und Implantattypen. Es ist erkennbar, dass die Sondierungstiefen im Verlauf der Zeit tendenziell zunehmen, wobei der größte Anstieg innerhalb der ersten zwölf Monate auftritt.

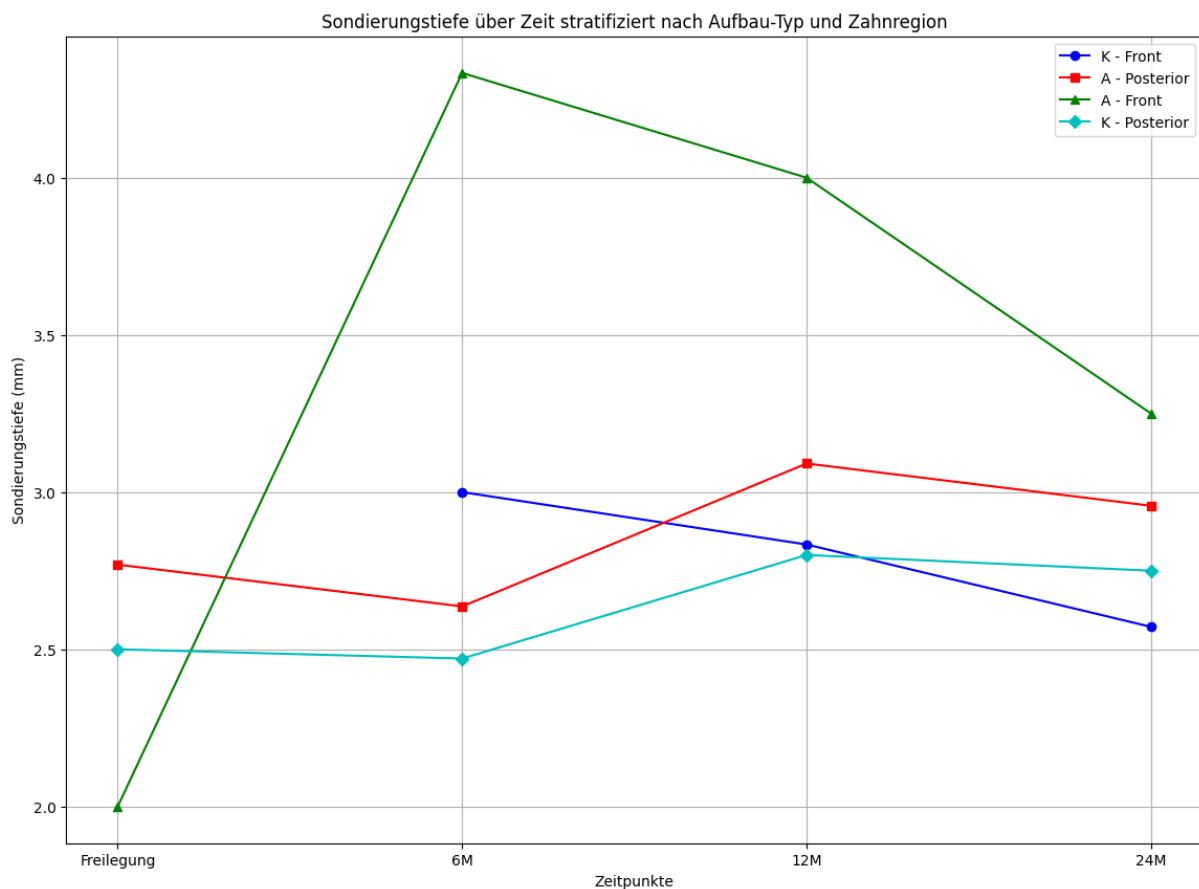


Abb. 21: Darstellung der Sondierungstiefen über die Zeit stratifiziert nach Aufbau-Typ und Zahnregion

4. Diskussion

4.1 Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse

Die vorliegende Untersuchung verfolgte das Ziel, das periimplantäre Knochenverhalten sowie die Weichgewebsstruktur in Abhängigkeit von zwei unterschiedlichen Abutment-Designs des TwinFit®-Implantatsystems (Dentaurum Implants) – einem konischen und einem aufliegenden Anschluss – zu analysieren. Im Zentrum stand dabei die Frage, inwieweit sich die Ausgestaltung der Implantat-Abutment-Verbindung auf die Osseointegration, den marginalen Knochenabbau (mean bone loss – MBL) sowie die Sondierungstiefen und damit letztlich auf die Langzeitstabilität der Implantat-prothetischen Versorgung auswirkt.

Die im Rahmen einer prospektiven, randomisierten klinischen Studie erhobenen Daten umfassten insgesamt 33 Patienten mit 86 Implantaten. Die Kohorte wurde in Gruppen mit Abutments unterschiedlicher Konfiguration (Konus vs. aufliegend) unterteilt, wobei sowohl Implantate mit Durchmessern von 3,7 mm als auch von 4,2 mm untersucht wurden. Alle Patienten erhielten standardisierte Kontrolltermine, an denen radiologische sowie klinische Parameter (Sondierungstiefen, Knochenqualität, Mukosabreite, prothetische Versorgung) erhoben und dokumentiert wurden. Darüber hinaus lag ein besonderes Augenmerk auf der Messung des zervikalen Knochenverlustes zu definierten Zeitpunkten: unmittelbar nach der Freilegung des Implantats, nach 6, 12 und 24 Monaten.

Die Ergebnisse zeigen einen generell im Verlauf steigenden marginalen Knochenverlust. Bereits unmittelbar nach der Freilegung ließen sich geringe MBL-Werte feststellen, die im weiteren zeitlichen Verlauf zunahmen. Das Ausmaß des Knochenverlustes variierte jedoch teils erheblich zwischen den Implantaten, was sich in relativ hohen Standardabweichungen widerspiegelt. Bemerkenswert ist dabei die Tendenz, dass die Zunahme des marginalen Knochenverlustes innerhalb der ersten sechs Monate am stärksten ausgeprägt war, anschließend eine Phase der relativen Stabilisierung eintrat und zu späteren Zeitpunkten (24 Monate) erneut ein gewisser Anstieg verzeichnet wurde. Dieses typische Muster deckt sich mit bekannten Phasen der periimplantären Umbauprozesse, bei denen in der Frühphase nach der Belastung ein knöcherner Anpassungsprozess stattfindet, gefolgt von längerfristigen Remodellierungsprozessen.

Ein wesentlicher Fokus dieser Studie lag auf dem Vergleich zwischen konischen und aufliegenden Abutment-Designs. Hier zeigen die Auswertungen klar differenzierte Verläufe: Während konische Implantat-Abutment-Verbindungen zu jedem Messzeitpunkt insgesamt geringere MBL-Werte aufwiesen, zeigten sich bei aufliegenden Abutments tendenziell höhere Knochenverluste. Insbesondere im längeren Beobachtungsintervall (nach 24 Monaten) kristallisierte sich ein deutlicher Vorteil der konischen Verbindung heraus. Diese Befunde deuten darauf hin, dass konische Abutments möglicherweise besser in der Lage sind, den mikrobiellen Eintritt an der Implantat-Abutment-Schnittstelle zu reduzieren und eine günstigere Lastverteilung im krestalen Knochen zu gewährleisten. Die damit möglicherweise stabilere biologische Breite und geringere mikrobielle Belastung am Interface könnten für den besseren Erhalt des marginalen Knochens verantwortlich sein.

Auch in Bezug auf die Sondierungstiefen ergab sich ein ähnliches Bild: Es zeigte sich über die Zeit hinweg ein leichter Anstieg der Sondierungstiefen, was grundsätzlich nicht ungewöhnlich ist, da nach prothetischer Versorgung im Laufe der Zeit eine Anpassung des periimplantären Weichgewebes erfolgt. Dennoch scheinen auch hier konische Anschlüsse tendenziell etwas günstigere Verhältnisse zu bieten, was auf einen stabileren periimplantären Weichgewebeanschluss hindeuten könnte.

Die differenzierte Betrachtung nach Zahnregionen (Front- versus Posterior) zeigte, dass der marginale Knochenverlust in der posterioren Region tendenziell etwas höher ausfiel. Dieser Befund ist konsistent mit der bekannten höheren Belastung posteriorer Implantate, die aufgrund größerer Kaukräfte und komplexerer Lastsituationen zu verstärkten Umbauprozessen führen können. Die Interaktion zwischen Region und Abutment-Design deutet darauf hin, dass konische Verbindungen die nachteiligen Effekte einer höheren Belastung in posterioren Regionen teilweise abmildern können, wohingegen aufliegende Verbindungen hier unter Umständen anfälliger für stärkeren Knochenabbau sind.

Im Hinblick auf die prothetischen Versorgungen dominierten Einzelkronen, was den Studienfall gut in den klinischen Alltag überträgt, in dem Einzelimplantate als Standardversorgung bei Einzelzahnverlust gelten. Verschiedene komplexere Versorgungsarten zeigten kein eindeutiges Muster in Bezug auf den Knochenabbau. Jedoch legen die Daten nahe, dass das Abutment-Design einen fundamentalen Einfluss auf den marginalen

Knochen als die spezifische prothetische Konstruktion hat. Insgesamt bestätigen die Ergebnisse der vorliegenden Studie die Vermutung, dass eine konische Implantat-Abutment-Verbindung im Vergleich zu einem aufliegenden Abutment-Design vorteilhafter für die langfristige Stabilität des periimplantären Knochens ist. Die Unterschiede im Knochenverhalten, die bereits innerhalb des ersten halben Jahres nach Freilegung des Implantats erkennbar werden, scheinen sich über längere Zeitpunkte (24 Monate) nicht nur zu bestätigen, sondern teilweise sogar noch deutlicher hervorzuheben.

Die Bewertung der Ergebnisse führt zu dem Schluss, dass eine konische Abutment-Verbindung im klinischen Alltag insbesondere in belastungsintensiven Regionen (posterior) und bei Versorgung, die auf eine langfristige Stabilität des periimplantären Knochens abzielen, sinnvoll sein kann. Obwohl die gemessenen Unterschiede in einigen Fällen von hoher interindividueller Streuung begleitet waren, ergeben sich dennoch klare Tendenzen zugunsten des konischen Anschlusses. Die Befunde bilden somit eine wichtige Grundlage für weiterführende Untersuchungen und liefern erste Evidenz dafür, dass die Entscheidung für ein spezifisches Abutment-Design ein relevanter Faktor für den langfristigen Implantaterfolg darstellen kann.

4.2 Diskussion der Ergebnisse unter Berücksichtigung der vorhandenen Evidenz

Die vorliegende Studie zielte darauf ab, die periimplantären Knochenverhältnisse sowie das Verhalten des Weichgewebes bei Verwendung des TwinFit®-Implantatsystems (Dentaurum Implants) in Abhängigkeit von zwei unterschiedlichen Abutment-Designs – aufliegende und konische Implantat-Abutment-Verbindungen – zu untersuchen. Der erhobene Datensatz belegt, dass die Ausgestaltung des Implantat-Abutment-Interfaces (IAC) Einfluss auf den marginalen Knochenverlust, die Etablierung der biologischen Breite, die periimplantäre Gewebegesundheit sowie die langfristige Stabilität der Implantat-getragenen Versorgung hat. Die Ergebnisse des vorangegangenen Kapitels zeigen, dass konische Anschlüsse tendenziell geringere Knochenverluste aufweisen als aufliegende Anschlüsse. Im Folgenden werden diese Befunde im Kontext der vorhandenen Evidenz diskutiert, um ein umfassendes Bild der Einflussfaktoren auf den marginalen Knochenabbau, die Weichgewebeintegration und die langfristige Prognose von Implantaten zu vermitteln.

Die langfristige Erfolgsrate dentaler Implantate hängt maßgeblich von einer stabilen Osseointegration und der Erhaltung des periimplantären Knochenniveaus ab, da die Marginalregion des Knochens sowohl funktionellen als auch mikrobiellen Belastungen ausgesetzt ist (Lemos et al., 2018). Gemäß den frühen Kriterien von Albrektsson et al. gilt ein Implantat dann als erfolgreich, wenn der krestale Knochenverlust im ersten Jahr nach Belastung weniger als 1,5 mm beträgt und im Anschluss daran die jährliche Knochenresorption 0,2 mm nicht überschreitet (Albrektsson et al., 1986). Unsere Ergebnisse zeigen, dass in den untersuchten Gruppen ein anfänglicher Knochenabbau in den ersten Monaten nach Freilegung bzw. prothetischer Versorgung stattfindet, was im Einklang mit dem in der Literatur beschriebenen Remodelling-Prozess steht (Atieh et al., 2010b).

Die Ursachen für diesen anfänglichen Knochenverlust sind komplex und multifaktoriell. Neben chirurgischen Faktoren (z. B. Trauma bei der Insertion), übermäßiger Belastung oder initialer Mikrobewegungen am Interface, ist die Gestaltung der Implantat-Abutment-Schnittstelle selbst von zentraler Bedeutung (Atieh et al., 2010b). Die Implantat-Abutment-Verbindung sollte so beschaffen sein, dass sie sowohl den biomechanischen Anforderungen – z. B. die Reduktion von Spannungsmaxima im marginalen Knochen – als auch den biologischen Anforderungen gerecht wird, indem sie mikrobiellen Eintritt minimiert, eine stabile biologische Breite sicherstellt und die inflammatorische Antwort im periimplantären Gewebe begrenzt (Sasada und Cochran, 2017b).

Frühe Implantatdesigns nutzten eine externe Hex-Verbindung, die ursprünglich als reines Insertions- und Anti-Rotations-Feature gedacht war (Goiato et al., 2015; Sasada und Cochran, 2017b). Bei diesen externen Verbindungen entsteht jedoch häufig ein deutlicher Mikrospalt (Microgap) zwischen Implantat und Abutment (Goiato et al., 2015). Dies kann zu bakterieller Infiltration, Entzündungsreaktionen sowie Mikrobewegungen an der Schnittstelle führen, was wiederum den marginalen Knochenabbau fördert (Sasada und Cochran, 2017b). Insbesondere bei sogenannten Butt-Joint-Verbindungen (flache Kontaktfläche zwischen Implantatplattform und Abutment) wurde wiederholt ein signifikanter Knochenverlust von etwa 1,5–2,0 mm im ersten Jahr beschrieben, wenn ein Interface durch die zweiteingliedrige Konstruktion geschaffen wurde (Sasada und Cochran, 2017b). Studien wie die von Hermann et al. (Hermann et al., 1997) sowie Heimes et al. (Heimes et al., 2023) zeigen, dass das Ausmaß des Knochenverlustes in direktem Zusammenhang

mit der Position des Interfaces zur ursprünglichen Knochenhöhe steht – je näher die Verbindungsstelle am krestalen Knochen, desto höher der Knochenverlust. Diese Erkenntnisse decken sich mit unseren Befunden, in denen aufliegende Anschlüsse (ein Butt-Joint-Prinzip) langfristig zu höheren marginalen Knochenverlusten führten. Die Anwesenheit eines Mikropaltes und die damit verbundene bakterielle Kontamination gelten als Hauptursache für diesen Effekt (Goiato et al., 2015; Sasada und Cochran, 2017b). Klinisch bedeutet dies, dass konventionelle externe Hex-Implantate tendenziell mit größeren Herausforderungen hinsichtlich der Langzeitstabilität des marginalen Knochens konfrontiert sind.

Um die genannten Probleme der externen Hex-Verbindung zu umgehen, wurden interne Verbindungen entwickelt. Diese platzieren den Rotations- und Belastungsübertragungspunkt weiter im Implantatkörper, verbessern die Kraftverteilung auf das Implantat-Abutment-System und reduzieren Mikrobewegungen signifikant (Caricasulo et al., 2018). Dabei rücken die Kontaktflächen weiter nach innen, was zu einer potenziell besseren Stabilität, geringeren Mikrobewegungen und weniger Mikroleckagen führt. Die interne Hex- oder Polygonverbindung ermöglicht durch tiefer liegende, geschützte Geometrien eine bessere Kraftübertragung und erhöht die prothetische Stabilität. Nach Untersuchungen von Levin konnte die Inzidenz von Schraubenlockerungen bei internen Verbindungen auf etwa 3,5 % reduziert werden, was im Vergleich zu externen Systemen als deutlicher Vorteil gilt (Sasada und Cochran, 2017b).

Eine noch konsequentere Umsetzung dieses Prinzips stellen konische Verbindungen (Morse-Taper, konische interne Verbindung) dar. Hierbei greifen Abutment und Implantat konusförmig ineinander, wodurch eine Art Press-Fit-Situation entsteht, die einen nahezu mikropaldfreien Anschluss gewährleisten soll (Merz et al., 2000; Norton, 1997). Diese Friktionsverbindung kann einen sogenannten „kaltschweißähnlichen“ Effekt erzeugen, welcher die Stabilität weiter erhöht und mikrobielle Infiltration minimiert. Auch der in unserer Studie beobachtete geringere Knochenverlust bei konischen Verbindungen lässt sich damit gut erklären: Weniger Mikrobewegungen und ein geringerer Mikropalt führen zu einer reduzierten bakteriellen Besiedlung an der Schnittstelle und damit zu geringerer inflammatorischer Belastung des periimplantären Knochens (Albrektsson et al., 1986; Caricasulo et al., 2018). Systematische Übersichten, wie die von Caricasulo et al., bestä-

tigen, dass interne und besonders konische Verbindungen tendenziell bessere periimplantäre Knochenstabilität aufweisen als externe Hex-Designs (Caricasulo et al., 2018). Einige Studien belegen zwar Unterschiede zwischen externen und konischen Anschlüssen deutlich, während der Vergleich zwischen internen und konischen Systemen mitunter geringere, aber dennoch zugunsten der konischen Verbindungen ausfallende Vorteile erkennen lässt (Caricasulo et al., 2018). Die Ergebnisse unserer Untersuchung stimmen in diesem Punkt mit der vorhandenen Evidenz überein: Der deutlich geringere Knochenverlust bei konischen Abutments gegenüber aufliegenden (externen) Anschlüssen ist plausibel durch die Minimierung des Mikropaltes, die Reduktion mikrobieller Kontamination sowie eine bessere Kraftübertragung zu erklären.

Ein weiterer entscheidender Faktor zur Reduktion des marginalen Knochenverlustes ist das Konzept des Plattformwechsels (Platform Switching). Dabei wird anstelle eines Abutments mit gleichem Durchmesser wie der Implantatplattform ein schmaleres Abutment verwendet. Diese konstruktive Veränderung führt dazu, dass sich der Implantat-Abutment-Übergang horizontal weiter innen im Implantat befindet (Sasada und Cochran, 2017b). Die so entstandene horizontale Stufe verlagert die mikrobielle Belastung und den Entzündungsschwerpunkt weiter weg vom krestalen Knochen. Studien wie die von Rodrigo et al. zeigen, dass intern konstruierte Implantate mit Plattformwechsel geringere marginale Knochenverluste aufweisen als externe Systeme ohne Plattformwechsel (Duque et al., 2016). Theorien hierzu besagen, dass durch die horizontal nach innen verlagerte Schnittstelle die biologischen Strukturen (biologische Breite) horizontal und nicht vertikal etabliert werden können, was zu weniger vertikalem Knochenabbau führt (Sasada und Cochran, 2017b). Ericsson et al. argumentieren, dass die physische Repositionierung des Interfaces weg vom äußeren Implantatrand das Ausmaß der Entzündungsreaktion reduziert, da der inflammatorische Infiltratbereich weiter von der Knochengrenze entfernt ist (Goiato et al., 2015; Sasada und Cochran, 2017b).

Metaanalysen, wie jene von Momen et al., legen dar, dass ein ausgeprägteres Plattformswitching ($\geq 0,4$ mm Unterschied zwischen Implantatdurchmesser und Abutmentdurchmesser) zu einer signifikanten Reduktion des Knochenabbaus führt (Atieh et al., 2010b). Auch für die Weichgewebeästhetik und die Erhaltung der Papille kann der Plattformwechsel von klinischem Nutzen sein, wie Canullo et al. aufzeigen konnten: Sofort

platzierte und mit Plattformschitching restaurierte Implantate wiesen geringere Resorptionen sowie eine bessere Erhaltung der papillären Strukturen auf (Hagiwara, 2010). Unsere eigenen Befunde verdeutlichen, dass konische Verbindungen in Kombination mit einem Plattformwechsel (also konische interne Anschlüsse mit geringerem Abutmentdurchmesser) besonders gute Ergebnisse im Hinblick auf den Erhalt des marginalen Knochens liefern. Dies ist konsistent mit der Idee, dass eine Verschiebung des Infektions- und Belastungsschwerpunkts vom krestalen Knochen weg zur zentralen Implantatachse hin ein Schlüsselfaktor für langfristige Stabilität ist.

Ein wiederkehrendes Thema in der Literatur ist die Bedeutung der exakten prothetischen Passung und die Minimierung von Mikrogaps (Scarano et al., 2015, 2016). Unabhängig von der Art der Verbindung (extern, intern, konisch), kann ein vorhandener Mikropalt als Reservoir für Bakterien dienen, was zu einer chronischen Entzündungsreaktion im periimplantären Gewebe führt (Camps-Font et al., 2023; Lops et al., 2020; Naser Mostofy et al., 2019; Orsini et al., 2000). Gerade flache Systeme (flat-to-flat), seien sie extern oder intern, sind anfälliger für marginale Dekopplungen unter Belastung, was wiederum zu vermehrten Mikrobewegungen und bakterieller Penetration führt (Camps-Font et al., 2023). Konische Verbindungen und Press-Fit-Joints sollen diese Problematik mindern, indem sie eine weitgehend spaltfreie Verbindung schaffen. Dies reduziert funktionelle Mikro-Leckagen, stabilisiert die prothetische Schnittstelle und verhindert so das Eindringen von Mikroorganismen. Ein präziser und spannungsarmer Sitz ist daher entscheidend, um den entzündlichen Stimulus gering zu halten (Naser Mostofy et al., 2019). Histologische Untersuchungen weisen darauf hin, dass ein chronisches, niedriggradiges entzündliches Infiltrat an jenen Stellen entsteht, an denen ein Interface mit bakteriellem Eintritt vorhanden ist (Orsini et al., 2000). Mechanische Komplikationen wie Schraubenlockerungen und -frakturen treten sowohl bei externen als auch bei konischen Systemen auf, sind aber bei optimaler Konstruktion und sorgfältiger prothetischer Ausführung seltener (Sahin und Ayyildiz, 2014).

Die in dieser Studie erhobenen Daten und die Auswertung im Lichte der vorhandenen Evidenz zeigen, dass konische Verbindungen mit einem Plattformwechsel deutliche Vorteile im Hinblick auf die Langzeitstabilität des marginalen Knochens bieten können. Aus klinischer Perspektive ist dies insbesondere für Regionen mit erhöhten Belastungen (posteriorer Bereich) und limitiertem Knochenangebot von Bedeutung. Die Reduktion von

marginalen Knochenverlust geht einher mit einer stabileren periimplantären Situation, geringerem Risiko für Periimplantitis und potenziell einer längeren Überlebensrate des Implantats. Darüber hinaus sollten prothetische Komponenten mit hoher Passgenauigkeit verwendet und die Schnittstelle so gestaltet werden, dass möglichst wenige Mikrospalten entstehen. Die Wahl eines geeigneten Implantat-Abutment-Systems kann somit zu einer entscheidenden klinischen Verbesserung führen. Die Anwendung von Plattformwechsel-Strategien kann zudem für die ästhetisch sensiblen Bereiche im Frontzahnbereich sowie für Situationen mit eingeschränkter Knochenhöhe aufgrund anatomischer Gegebenheiten vorteilhaft sein. Neben der Differenzierung nach Front- und Seitenzahnregion ist auch die Lokalisation im Ober- bzw. Unterkiefer von klinischer Relevanz. Der Oberkiefer weist typischerweise eine geringere Knochendichte (häufiger D3/D4) und eine dünnere kortikale Schicht auf als der Unterkiefer (häufiger D1/D2), was zu unterschiedlichen Resorptionsmustern führen kann (Lekholm und Zarb, 1985). In der vorliegenden Studie wurde die Verteilung der Implantate auf Ober- und Unterkiefer nicht separat analysiert. Die unterschiedliche Knochenqualität und -architektur in beiden Kiefern könnte jedoch einen Einfluss auf den marginalen Knochenverlust haben. Zukünftige Studien sollten eine stratifizierte Analyse nach Kieferlokalisierung einschließen, um kieferspezifische Unterschiede im Resorptionsverhalten der verschiedenen Abutment-Designs zu evaluieren.

Insgesamt stimmen unsere Ergebnisse mit der in der Literatur beschriebenen Evidenz überein. Implantat-Abutment-Verbindungen mit konischen, innenliegenden Anschlüssen und Plattformwechsel zeigen ein signifikant günstigeres Langzeitverhalten hinsichtlich marginaler Knochenverluste als traditionelle externe Hex- oder Butt-Joint-Verbindungen. Interne und insbesondere konische Anschlüsse minimieren Mikrospalte, reduzieren bakterielle Infiltration und stabilisieren die biologische Breite. Der hier nachgewiesene geringere Knochenverlust bei konischen Systemen unterstreicht, dass die Wahl des Anschlussdesigns ein zentraler Faktor für den Langzeiterfolg von Implantatversorgungen ist und die vorhandene Evidenz dieses Erkenntnis stützt (Camps-Font et al., 2023; Lops et al., 2020; Naser Mostofy et al., 2019; Orsini et al., 2000; Sasada und Cochran, 2017b; Scarano et al., 2015, 2016). Diese Ergebnisse liefern wichtige Anhaltspunkte für die klinische Implantologie und die prothetische Planung, indem sie eine rationale Grundlage für

die Auswahl von Implantatsystemen schaffen, die eine verbesserte periimplantäre Gewebestabilität erwarten lassen.

4.3 Stärken und Limitationen der Studie

Die vorliegende Untersuchung weist mehrere methodische Stärken auf, die zur Aussagekraft und Belastbarkeit der Ergebnisse beitragen. Zu den besonderen Vorzügen der Studie zählt zunächst ihr prospektives, randomisiertes Studiendesign, das eine weitestgehend objektive und unverzerrte Datengewinnung ermöglicht. Durch die prospektive Erhebung war es möglich, vordefinierte Untersuchungs- und Kontrollzeiträume einzuhalten, standardisierte Nachkontrollen durchzuführen sowie alle Patienten einem einheitlichen diagnostischen und therapeutischen Regime zu unterziehen. Die Einbindung sowohl der Universitätsklinik als auch der Privatpraxis erlaubte darüber hinaus eine hinreichend breite Rekrutierung der Patienten, wodurch die Studienpopulation ein relativ weites Spektrum klinischer Ausgangssituationen und Versorgungsarten abbilden konnte. Insbesondere die Verwendung unterschiedlicher Implantatdurchmesser und die Analyse ihrer Auswirkung auf das periimplantäre Knochenverhalten erhöht die klinische Relevanz der Ergebnisse. Zudem wurden die radiologischen Analysen mithilfe eines etablierten Messverfahrens (ImageJ) standardisiert und alle Messungen von einer Einzelperson an einem kalibrierten Monitor vorgenommen, was eine Minimierung interindividueller Messfehler begünstigte. Weitere Stärken liegen in der Ausführlichkeit der Datenerhebung und der breiten Palette an erhobenen Parametern. Neben dem marginalen Knochenverlust (mean bone loss – MBL) wurden auch Indikatoren für die Weichgewebsintegration (Sondierungstiefen, Mukosadicke) erfasst sowie Informationen zu Knochenqualität, prothetischen Versorgung und Augmentationsmaßnahmen dokumentiert. Diese umfassende Charakterisierung der Patienten ermöglicht eine differenzierte Betrachtung der Einflussgrößen und die Bildung subgruppenspezifischer Analysen, aus denen sich praxisrelevante Hinweise ableiten lassen.

Gleichwohl sind einige Limitationen der Studie zu berücksichtigen, um die Ergebnisse angemessen einzuordnen. Eine wesentliche Einschränkung stellt die vergleichsweise geringe Patientenzahl (33 Patienten) dar, die, trotz der untersuchten 86 Implantate, die sta-

tistische Aussagekraft insbesondere für Subgruppenanalysen begrenzt. Die Heterogenität der Versorgung – von Einzelkronen bis hin zu komplexen, teilweise herausnehmbaren prothetischen Konstruktionen – erschwert zudem eine streng standardisierte Vergleichbarkeit. Auch wenn die prospektive Anlage und die randomisierte Gruppenzuteilung Verzerrungen reduzieren sollten, können individuelle Unterschiede in Bezug auf Mundhygiene, Lebensstilfaktoren (z. B. Rauchen) oder systemische Gesundheitszustände die Ergebnisse beeinflusst haben. Zwar wurden entsprechende Einschluss- und Ausschlusskriterien definiert, dennoch bleibt ein gewisses Restrisiko für nicht kontrollierte Störfaktoren bestehen. Ein weiterer Aspekt ist die rein zweidimensionale radiologische Beurteilung des marginalen Knochenverlustes. Obwohl digitale Einzelzahnrontgenaufnahmen und Panoramaschichtaufnahmen gängige klinische Methoden darstellen, liefern sie nur eingeschränkt Informationen über die dreidimensionale Struktur des periimplantären Knochens. Einbezug von dreidimensionalen Bildgebungsverfahren (z. B. DVT) oder histologischen Analysen hätte zu einer präziseren Bewertung des Knochenstatus beigetragen, wurde jedoch im Rahmen dieser Studie nicht umgesetzt. Darüber hinaus könnte die Kontrolle von funktionellen Parametern (z. B. Okklusion, Belastungsschemata) oder die Analyse mikrobieller Besiedelung an der Implantat-Abutment-Schnittstelle eine noch umfassendere Beurteilung ermöglicht haben. Ferner ist die Beobachtungsdauer in Bezug auf sehr langfristige Aussagen begrenzt. Zwar wurden Follow-up-Intervalle bis zu 24 bzw. 48 Monaten eingehalten, doch für Aussagen zur absoluten Langzeitstabilität (z. B. über mehr als 5 oder 10 Jahre) bedarf es weiterführender Studien mit längeren Nachbeobachtungszeiträumen. Langzeitergebnisse könnten sich insbesondere im Hinblick auf sehr subtile Unterschiede zwischen Abutment-Designs noch deutlicher manifestieren. Ein weiterer potenziell einflussnehmender Faktor ist die bei einem Teil der Implantate durchgeführte simultane Augmentation. Insgesamt erhielten etwa 79% der Implantate eine Form der begleitenden Augmentation, wobei autologe Bohrspäne und Knochenersatzmaterialien (BioOss®) verwendet wurden. Da augmentierter Knochen ein anderes Resorptionsverhalten aufweisen kann als nativer Knochen und die Einheilung materialabhängig variiert, könnte dies die Ergebnisse beeinflusst haben. Allerdings war die Verteilung der Augmentationstechniken zwischen den beiden Abutment-Gruppen ähnlich, sodass ein systemati-

scher Bias unwahrscheinlich erscheint. Dennoch sollte dieser Aspekt in zukünftigen Studien durch eine separate Analyse der augmentierten versus nicht-augmentierten Implantate berücksichtigt werden.

Insgesamt bietet die vorliegende Studie ein methodisch sorgfältiges Design mit breiter Datenerhebung, hat jedoch – wie jede klinische Untersuchung – Einschränkungen, die bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen sind. Die gewonnenen Erkenntnisse stellen somit eine solide Grundlage für weiterführende Forschungen dar, weisen aber zugleich auf den Bedarf an größeren, längerfristigen und ggf. dreidimensional angelegten Studien hin, um die hier aufgeworfenen Fragestellungen weiter zu vertiefen und die klinische Evidenz zu stärken.

4.4 Schlussfolgerung

Die vorliegende Untersuchung am TwinFit®-Implantatsystem (Dentaurum Implants) hat gezeigt, dass die Ausgestaltung des Abutment-Designs einen wesentlichen Einfluss auf den periimplantären Knochenabbau und die langfristige Stabilität Implantat-getragener Restaurationen ausübt. Im Vergleich zu aufliegenden Anschlüssen erwiesen sich konische Implantat-Abutment-Verbindungen als vorteilhafter: Sie wiesen im Verlauf geringere marginale Knochenverluste auf und ermöglichten eine stabilere periimplantäre Situation. Dieses Ergebnis unterstreicht die Bedeutung einer optimierten Schnittstelle zwischen Implantat und Abutment, die dazu beitragen kann, Entzündungen im marginalen Bereich zu verringern und die Osseointegration dauerhaft zu sichern.

Ein weiterer wichtiger Faktor, der in dieser Arbeit herausgestellt werden konnte, ist die Rolle des Plattformwechsels. Durch die Verschiebung des Implantat-Abutment-Interfaces nach innen lassen sich potenzielle mikrobielle Nischen und mechanische Belastungsspitzen von der Knochengrenze weg verlagern. Dieses Konzept trägt nachweislich zur Minimierung des marginalen Knochenverlustes bei und unterstützt die Erhaltung des periimplantären Gewebes sowohl im Hinblick auf Ästhetik als auch Stabilität.

Obgleich die Studie methodische Stärken aufweist, besteht weiterer Forschungsbedarf, um die hier gewonnenen Erkenntnisse langfristig zu untermauern. Zukünftige Untersuchungen

mit größeren Fallzahlen, längeren Beobachtungszeiträumen und erweitertem Methodenspektrum (z. B. dreidimensionale Bildgebung, mikrobiologische Analysen) sind erforderlich, um die hier aufgezeigten Zusammenhänge noch präziser zu charakterisieren.

Insgesamt liefern die Ergebnisse dieser Arbeit relevante Hinweise für die klinische Praxis bei Verwendung des TwinFit®-Implantatsystems. Die Wahl eines konischen Implantat-Abutment-Designs in Kombination mit einem Plattformwechsel scheint einen sinnvollen Ansatz zur Förderung einer langfristigen periimplantären Stabilität und Reduktion des marginalen Knochenverlustes darzustellen. Dadurch können nicht nur die Erfolgsraten von Implantatversorgungen gesteigert, sondern auch das Wohlbefinden und die Zufriedenheit der Patienten nachhaltig verbessert werden.

5. Zusammenfassung

Die langfristige Stabilität dentaler Implantate hängt wesentlich von der Erhaltung des periimplantären Knochens und einer gesunden Weichgewebesituation ab. Ein bedeutender Faktor hierfür ist das Design der Implantat-Abutment-Verbindung. Herkömmliche externe Verbindungen mit flachem Butt-Joint und deutlich ausgeprägtem Mikropalt können zu erhöhtem marginalem Knochenverlust führen. Konische Innenverbindungen und ein Plattformwechsel (Platform Switching) gelten als potenziell vorteilhaft, da sie die mikrobiellen und biomechanischen Belastungen des marginalen Gewebes reduzieren können. Ziel dieser Studie war es, den Einfluss zweier unterschiedlicher Abutment-Designs (konisch versus aufliegend) des TwinFit®-Implantatsystems (Dentaurum Implants, Ispringen, Deutschland) auf den periimplantären Knochenabbau und die Weichgewebsintegration prospektiv zu untersuchen. In einer prospektiven, randomisierten klinischen Untersuchung wurden insgesamt 33 Patienten mit 86 Implantaten eingeschlossen. Nach Implantation und Einheilung erhielten die Patienten entweder ein aufliegendes oder ein konisches Abutment. Der marginale Knochenverlust (mean bone loss – MBL) wurde radiologisch zum Zeitpunkt der Freilegung sowie nach 6, 12 und 24 Monaten gemessen. Zusätzlich erfolgten die Erfassung der Sondierungstiefen und weiterer klinischer Parameter wie Mukosadicke, Knochenqualität und Art der prothetischen Versorgung. Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe von SPSS, um Unterschiede zwischen den Abutment-Designs zu identifizieren. Die Daten zeigten, dass konische Implantat-Abutment-Verbindungen im Vergleich zu aufliegenden Anschlüssen tendenziell geringere marginale Knochenverluste aufwiesen. Dieser Effekt wurde im zeitlichen Verlauf zunehmend deutlicher. Auch die Sondierungstiefen zeigten unter konischen Bedingungen leicht günstigere Verläufe. Die Analyse weiterer Faktoren wie Implantatdurchmesser, Implantationsregion und prothetische Versorgung unterstreicht die Bedeutung der Schnittstellenkonfiguration. Gleichzeitig bestätigten die Ergebnisse das in der Literatur bekannte Muster eines anfänglichen Knochenumbaus, gefolgt von einer Stabilisierung und gelegentlicher weiterer Abbauprozesse nach längerer Tragedauer. Die vorliegende Studie unterstützt die Annahme, dass eine konische Innenverbindung sowie der Plattformwechsel zu einer verbesserten periimplantären Stabilität und reduzierten Knochenverlusten führen können. Trotz einiger Limitationen, wie einer begrenzten Fallzahl und der rein zweidimensionalen radiologischen

Auswertung, liefern die Ergebnisse praxisrelevante Hinweise für die implantologische Therapieplanung. Zukünftige, größere und längerfristig angelegte Studien, möglicherweise unter Einbezug moderner 3D-Bildgebungsverfahren, werden helfen, diese Erkenntnisse weiter zu festigen und klare Empfehlungen für den klinischen Alltag bei der Verwendung des TwinFit®-Implantatsystems abzuleiten.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Illustration der Resonanzfrequenzanalyse (RFA)	22
Abb. 2:	Abutment-Verbindungstypen des tioLogic® TWINFIT-Implantatsystems.	30
Abb. 3:	Definition des zervikalen Knochenverlustes	33
Abb. 4:	Geschlechterverteilung in der Studie	35
Abb. 5:	Altersverteilung in der Studie	36
Abb. 6:	Verteilung der Knochenqualität	37
Abb. 7:	Verteilung Implantathöhe und Implantatdurchmesser	38
Abb. 8:	Verteilung der Mukosadiecke	39
Abb. 9:	Verteilung der implantierten Regionen im Zahnbogen	40
Abb. 10:	Verteilung der Höhe des Gingivaformers	41
Abb. 11:	Verteilung Konus versus Aufliegend	42
Abb. 12:	Verteilung der Technik der Augmentation	43
Abb. 13:	Verteilung der prothetischen Konstruktionen	44
Abb. 14:	Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit	46
Abb. 15:	Verlauf der Sondierungstiefen über die Zeit	47
Abb. 16:	Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit stratifiziert nach Zahnregion	49
Abb. 17:	Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit stratifiziert nach Aufliegend versus Konus	50
Abb. 18:	Darstellung des zervikalen Knochenverlustes über die Zeit stratifiziert nach Aufliegend versus Konus und Zahnregion	52
Abb. 19:	Darstellung der Sondierungstiefen über die Zeit stratifiziert nach Zahnregion	53
Abb. 20:	Darstellung der Sondierungstiefen über die Zeit stratifiziert nach Aufliegend versus Konus	55
Abb. 21:	Darstellung der Sondierungstiefen über die Zeit stratifiziert nach Aufbau-Typ und Zahnregion	56

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Mechanische Eigenschaften von Titan und seinen Legierungen	10
Tab. 2: Darstellung der angewandten Erhebungsparameter	31

8. Literaturverzeichnis

Abbo, B, Razzoog, ME, Vivas, J, Sierraalta, M. Resistance to dis- lodgement of zirconia copings cemented onto titanium abut- ments of different heights. J Prosthet Dent 2008; 99: 25–29

Abi-Rached Fde O, Fonseca RG, Haneda IG, de Almeida-Júnior AA, Adabo GL. The ef- fect of different sur- face treatments on the shear bond strength of luting cements to tita- nium. J Prosthet Dent 2012; 108: 370–376

Aboushelib, MN, Kleverlaan, CJ., und Feilzer, AJ Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. J Prosthet Dent 2007; 98: 379–388

Adell, RA. 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10: 387–416

Aimetti, M, Ferrarotti, F, Mariani, GM, Ghelardoni, C, Romano, F. Soft tissue and crestal bone changes around implants with platform-switched abutments placed nonsubmerged at subcrestal position: A 2-year clinical and radiographic evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants 2015; 30: 1369–1377

Albrektsson, T, Zarb, G, Worthington, P, Eriksson, AR). The longterm efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986; 1: 11–25

Annibali, S, Bignozzi, I, Cristalli, M. P, Graziani, F, Monaca, G, Polimeni, A. Periimplant marginal bone level: A systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants. J Clin Periodontal 2012; 39: 1097–1113

Arai, Y, Takashima, M, Matsuzaki, N, Takada, S. Marginal bone loss in dental implants: A literature review of risk factors and treatment strategies for prevention. J Prosthodont Res 2024; 69: 12–20

Atieh, MA, Ibrahim, HM, Atieh, AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2010a; 81: 1350–1366

Atieh, MA, Ibrahim, HM, Atieh, AH. Platform Switching for Marginal Bone Preservation Around Dental Implants: A Systematic Review and Meta Analysis. *J Periodontol* 2010b; 81: 1350–1366

Atsumi, M, Park, SH, Wang, HL. Methods used to assess implant stability: Current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 743–754

Baldassarri, M, Hjerpe, J, Romeo, D, Fickl, S, Thompson, VP, Stappert, CFJ. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 537–543

Barewal, RM, Stanford, C, Weesner, TC. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 945–956

Bernal, G, Okamura, M, Muñoz, CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003; 12: 111–115

Bernhardt, R, Kuhlisch, E, Schulz, MC, Eckelt, U, Stadlinger, B. Comparison of bone-implant contact and bone-implant volume between 2D-histological sections and 3DSR μ CT slices. *Eur Cell Mater* 2012; 23, 237–247

Bilhan, H, Cilingir, A, Bural, C, Bilmenoglu, C, Sakar, O, Geckili, O. The evaluation of the reliability of periotest for implant stability measurements: An in vitro study. *J Oral Implantol* 2015; 41: 90–95

Blatz, MB, Chiche, G, Holst, S, Sadan, A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007; 38: 745–753

Blatz, MBP, J. H; Ozer, F. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig* 2010; 14: 187–192

Brizuela, A, Herrero-Climent, M, Rios-Carrasco, E, Rios-Santos, JV, Pérez, RA, Manero, JM, Gil Mur, J. Influence of the Elastic Modulus on the Osseointegration of Dental Implants. *Materials* (Basel), 2019; 12: 980.

Campos, FE, Gomes, JB, Marin, C, Teixeira, HS, Suzuki, M, Witek, L, Coelho, PG. Effect of drilling dimension on implant placement torque and early osseointegration stages: An experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 2012; 70: 43–50

Camps-Font, O, Rubianes-Porta, L, Valmaseda-Castellón, E, Jung, R. E, Gay-Escoda, C, Figueiredo, R. Comparison of external, internal flat-to-flat, and conical implant abutment connections for implant-supported prostheses: A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials. *J Prosthet Dent* 2023, 130: 327–340.

Cano-Batalla, J, Soliva-Garriga, J, Campillo-Funollet, M, Munoz-Viveros, CA, Giner-Tarida, L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 36–41

Canullo, L, Caneva, M, Tallarico, M. Ten-year hard and soft tissue results of a pilot double-blinded randomized controlled trial on immediately loaded post-extractive implants using platform-switching concept. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28: 1195–1203

Canullo, L, Rasperini, G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: A proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 995–1000

Caricasulo, R, Malchiodi, L, Ghensi, P, Fantozzi, G, Cucchi, A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20: 653–664

Cavusoglu, Y, Akça, K, Gürbüz, R, Cehreli, MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 338–343

Cehreli, M, Karasoy, D, Akca, K, Eckert, S. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; (24):1015–1032

Chopra, M, Vermani, M, Swarup, N, Pal, A, Chowdhary, Z. Surface Treatment and Implant Bone Interface: A Systematic Literature Review. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants* 2020; 30: 283–294.

Chrcanovic, B. R, Albrektsson, T, Wennerberg, A. Platform switch and dental implants: A meta-analysis. *J Dent* 2015; 43: 629–646

Chun HJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Han JS, Lee SJ. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30: 346–350

Comisso, I, Arias-Herrera, S, Gupta, S. Zirconium dioxide implants as an alternative to titanium: A systematic review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 2021, 13:e511–e519.

Dantas, T, Madeira, S, Gasik, M, Vaz, P, Silva, F. Customized Root-Analogue Implants: A Review on Outcomes from Clinical Trials and Case Reports. *Materials (Basel)* 2021; 14: 2296.

De Oliveira Limírio, JpJ, Lemos, CAA, De Luna Gomes, JM, Minatel, L, Alves Rezende, MCR, Pellizzer, EPA clinical comparison of 1-piece versus 2-piece implants: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2020; 124: 439–445.

de Oyagüe, RC, Toledano, M. Monticelli. M, Osorio, E, Ferrari, M, Osorio, R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 2009, 25: 172–179

Depprich, R, Zipprich, H, Ommerborn, M, Naujoks, C, Wiesmann, H.-P, Kiattavorncharoen, S, Lauer, H.-C, Meyer, U, Kübler, N. R, Handschel, J. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: An in vivo study. *Head Face Medicine* 2008; 4: 30.

Drago, C. A prospective study to assess osseointegration of dental endosseous implants with the Periotest instrument. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2000, 15: 389–395.

Duque, AD, Aristizabal, AG, Londoño, S, Castro, L, Alvarez, LG. Prevalence Of Peri-Implant Disease On Platform Switching Implants: A Cross-Sectional Pilot Study. *Braz Oral Res* 2016, 30.

Ebert, A, Hedderich, J, Kern, M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 921–927.

Ebert, A, Hedderich, J, Kern, M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 921–927.

Edelhoff, D, Schweiger, J, Prandtner, O, Stimmelmayer, M, Güth, JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence Int* 2019; 50: 260–269.

Egoshi, T, Taira, Y, Soeno, K, Sawase, T. Effects of sandblasting, H₂SO₄/HCl etching, and phosphate primer application on bond strength of veneering resin composite to commercially pure titanium grade 4. *Dent Mater J* 2013; 32: 219–227.

Elemek, E, Urgancioglu, A, Dincer, J, Cilingir, A. Does Implant-Abutment Interface affect Marginal Bone Levels around Implants? *European Journal of Dentistry* 2019; 13: 47–52.

Ellendula, Y, Chandra Sekar, A, Nalla, S, Basany, R. B, Sailasri, K, Thandu, A. Biomechanical evaluation of stress distribution in equicrestal and sub-crestally placed, platform-switched morse taper dental implants in D3 bone: Finite element analysis. *Cureus* 2022, 14:e24591.

Elsayed, A, Wille, S, Kern, M. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent* 2017, 117: 499– 506

Elsayed, A, Wille, S, Al-Akhali, M, Kern, M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2018, 29: 20–27

Elsayed, A, Younes, F, Lehmann, F, Kern, M. Tensile bond strength of so-called universal primers and universal multimode adhesives to zirconia and lithium disilicate ceramics. *J Adhes Dent* 2017; 19: 221–228

Elsubeihi, ES, Attard, NJ. Clinical benefits of dental implant treatment. *Int J Prosthodont* 2003, 16 Suppl, 36–38; discussion 47–51.

Fonseca, RG, Haneda, IG, Almeida-Júnior, AA, Oliveira Abi-Rached, F, Adabo, GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *J Adhes Dent* 2012; 14: 453–459

Friberg, B, Sennerby, L, Meredith, N, Lekholm, U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *International J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 297–303.

Friberg, B, Sennerby, L, Roos, J, Lekholm, U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 213–219.

George, A, Khalil, A, Hassan, N. Comparison between cylinder and tapered implants in delayed immediate placement. *Alexandria Dental Journal* 2015; 40, 221–228

Goiato, M. C, Pellizzer, EP, Silva, EVF, Rocha Bonatto, L, Santos, DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg* 2015; 19: 229–242

Guerra, F, Wagner, W, Wiltfang, J, Rocha, S, Moergel, M, Behrens, E, Nicolau, P. Platform switch versus platform match in the posterior mandible – 1-year results of a multi-centre randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2014a; 41: 521–529.

Guerra, F, Wagner, W, Wiltfang, J, Rocha, S, Moergel, M, Behrens, E, Nicolau, P. Platform switch versus platform match in the posterior mandible – 1-year results of a multi-centre randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2014b; 41: 521– 529.

Guglielmotti, MB, Olmedo, DG, Cabrini, RL. Research on implants and osseointegration. *Periodontology* 2019; 79: 178–189.

Guilherme, N, Wadhwani, C, Zheng, C, Chung, KH. Effect of surface treatments on titanium alloy bonding to lithium disilicate glass-ceramics. *J Prosthet Dent* 2016, 116: 79– 802.

Gupta, R, Gupta, N, Weber, DDS. Dental Implants. In StatPearls. StatPearls Publishing 2024a.

Gupta, R, Gupta, N, Weber, DDS. Dental Implants. In StatPearls. StatPearls Publishing 2024b.

Habibah, TU, Amlani, DV, Brizuela, M. Hydroxyapatite Dent Material. In StatPearls. StatPearls Publishing 2024.

Hagiwara, Y. Does platform switching really prevent crestal bone loss around implants? Jap Dental Sci Rev 2010; 46: 122–131

Hallmann, L, Ulmer, P, Lehmann, F. Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. Dent Mater 2016, 32: 631–639

Hartig, SM Basic image analysis and manipulation in ImageJ Current Protocols in Molecular Biology 2013, Chapter 14, Unit14.15, Weinheim: Wiley

Heimes, D, Becker, P, Pabst, A, Smeets, R, Kraus, A, Hartmann, A, Sagheb, K, Kämmerer, PW. How does dental implant macrogeometry affect primary implant stability? A narrative review. International Journal of Implant Dent 2023; 9: 20.

Hermann, JS, Cochran, DL, Nummikoski, PV, Buser, D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 1997; 68: 1117–1130.

Hoque, ME, Showva, N.-N, Ahmed, M, Rashid, AB, Sadique, SE, El-Bialy, T, Xu, H. (2022). Titanium and titanium alloys in dentistry: Current trends, recent developments, and future prospects. Heliyon 2022; 8:e11300.

Huang, H. M, Pan, L. C, Lee, SY, Chiu, C. L, Fan, KH, Ho, KN. Assessing the implant/bone interface by using natural frequency analysis 2000; 90: 85–291

Inchingolo, AM, Malcangi, G, Ferrante, L, Del Vecchio, G, Viapiano, F, Inchingolo, AD, Mancini, A, Annicchiarico, C, Inchingolo, F, Dipalma, G, Minetti, E, Palermo, A, Patano, A. Surface Coatings of Dental Implants: A Review. Journal of Functional Biomaterials 2023; 14: 287.

Ito, Y, Sato, D, Yoneda, S, Ito, D, Kondo, H, Kasugai, S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: Simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res* 2008, 19: 9–14

Jansen, VK, Conrads, G, Richter, EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997, 12: 527–540

Javed, F, Ahmed, H. B, Crespi, R, Romanos, GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interventional Medicine Applied Science* 2013, 5: 162–167.

Jevnikar, P, Krnel, K, Kocjan, A, Funduk, N, Kosmac, T. The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics. *Dent Mater* 2010, 26: 688–696

Johansson, CB, Albrektsson, T. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 24–29

Johansson, P. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994, 9, 279–288

Jorge, JRP, Barão, VA, Delben, JA, Faverani, L. P, Queiroz, TP, Assunção, WG. Titanium in dentistry: Historical development, state of the art and future perspectives. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2013; 13: 71–77.

Kadambi, P, Luniya, P, Dhatrak, P. Current advancements in polymer/polymer matrix composites for dental implants: A systematic review. *Materials Today: Proceedings* 2021; 46, 740–745.

Kandavalli, SR, Wang, Q, Ebrahimi, M, Gode, C, Djavanroodi, F, Attarilar, S, Liu, SA Brief Review on the Evolution of Metallic Dental Implants: History, Design, and Application. *Frontiers in Materials* 2021; 8, 646383.

Kandula, UKR, Monika, D, Verma, PC, Rathi, A, Saravanan, P. A Comprehensive Review on Manufacturing and Characterization of Polyetheretherketone Polymers for Dental Implant Applications. *3D Printing and Additive Manufacturing*, 3dp. 2023.0064.

Kang, S-H, Kim, S-K, Heo, S-J, Koak, J-Y. Survival rate and clinical evaluation of the implants in implant assisted removable partial dentures: Surveyed crown and overdenture. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2020; 12: 239.

Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2009 Apr;101: 226–230. PMID: 19328275.

Kocak-Oztug, NA, Adem-Siyli, GZ, Abishev, O, Batu, S, Guven, Y, Cekici, A, Gokbuget, AY, Firatli, E, Cintan, S. Analysis of Biomarkers and Marginal Bone Loss in Platform-Switched and Nonplatform-Switched Implants: A Randomized Clinical Trial. *BioMed Research International*, 2022, 2603287.

Krishnakumar, S, Senthilvelan, T. Polymer composites in dentistry and orthopedic applications-a review. *Materials Today: Proceedings* 2021; 46, 9707–9713.

Kubasiewicz-Ross, P, Hadzik, J, Dominiak, M. Osseointegration of zirconia implants with 3 varying surface textures and a titanium implant: A histological and micro-CT study. *Advances in Clinical and Experimental Medicine: Official Organ Wroclaw Medical University* 2018; 27: 1173–1179.

Lazzara, RJ, Porter, SS. Platform switching: A new concept in Implant Dent for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Den* 2006; 26: 9–17.

Lekholm, U and Zarb, GA. Patient Selection and Preparation. Berlin: Quintessence Publishing Co 1985.

Lemos, CAA, Verri, F. R, Bonfante, EA, Santiago Júnior, JF, Pellizzer, EP. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 2018; 70: 14–22.

Lim, SA, Cha, JY, Hwang, CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *The Angle Orthodontist* 200; 78:234–240

Lin, HK, Lin, JCY, Pan, YH, Salamanca, E, Chang, YT, Hsu, YS. Peri-Implant marginal bone changes around dental implants with platform-switched and platform-matched abutments: A retrospective 5-year radiographic evaluation. *J Pers Med* 202; 12: 1226.

Linkevicius, T, Caplikas, A, Dumbryte, I, Linkeviciene, L, Svediene, O. Retention of zirconia copings over smooth and airborne-particle-abraded titanium bases with different resin cements. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 949–954

Lops, D, Stocchero, M, Motta Jones, J, Freni, A, Palazzolo, A, Romeo, E. Five Degree Internal Conical Connection and Marginal Bone Stability around Subcrestal Implants: A Retrospective Analysis. *Materials* 2020; 13, 3123

Marin, E. History of dental biomaterials: Biocompatibility, durability and still open challenges. *Heritage Science* 2023;11: 207.

Martínez-Rus, F, Ferreira, A, Özcan, M, Bartolomé, JF, Pradíes, G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: A comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012. Nov-Dec, 27: 1448–1455

Mehl, C, Zhang, Q, Lehmann, F, Kern, M. Retention of zirconia on titanium in two-piece abutments with self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent* 2018; 120: 214–219

Meredith, N, Alleyne, D, Cawley, P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996, 7: 261–267

Meredith, N, Shagaldi, F, Alleyne, D, Sennerby, L, Cawley, P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 234–243

Merz, B. R, S, H, Belser, UC. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J of Oral Maxillofac* 2000;15: 519–526

Misch, CE. *Dental Implant Prosthetics*. Norway: Mosby 2005

Mistry, G, Shetty, O, Shetty, S, Singh, RD. Measuring implant stability: A review of different methods. *Journal of Dental Implants* 2014; 4: 165

Monje, A, Gonzalez-Martín, O, Avila-Ortiz, G. Impact of peri-implant soft tissue characteristics on health and esthetics. *J Esthetic Restor Dent* 2023; 35: 183–196

Monje, A, Pommer, B. The concept of platform switching to preserve Peri-Implant bone level: Assessment of methodologic quality of systematic reviews. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30: 1084–1092

Moon, J-E, Kim, S-H, Lee, J-B. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceram Int* 2016; 42: 1552–1562.

Mostafavi, AS, Mojtahedi, H, Javanmard, A. Hybrid Implant Abutments: A Literature Review. *European Journal of General Dentistry* 2021, 10: 106–115.

Muhamed, AH, Georges, C, Mustafa, M, Abdulgani, A. Implant stability: Methods and recent advances. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences* 2017; 16: 13–23

Naser Mostofy, S, Jalalian, E, Valaie, N, Mohtashamrad, Z, Haeri, A, Bitaraf, T. Study of the Effect of GapSeal on Microgap and Microleakage in Internal Hex Connection After Cyclic Loading. *JRes. Dentomaxillofac. Sci* 2019; 4: 36–42

Nejatidanesh, F, Savabi, O, Jabbari, E. Effect of surface treatment on the retention of implant-supported zirconia restorations over short abutments. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 38–44

Nejatidanesh, F, Savabi, O, Shahtoosi, M. Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents. *Clin Oral Implants Res* 2013, 24(Suppl A100):20–24

Neugebauer, J, Schoenbaum, T, Pi-Anfruns, J, Yang, M, Lander, B, Blatz, M, Fiorellini, J. Ceramic Dental Implants: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2023; 38(suppl):30–36.

Nkenke, E, Hahn, M, Weinzierl, K, Radespiel-Tröger, M, Neukam, F. W, Engelke, K. Implant stability and histomorphometry: A correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* 2003, 14: 601–609

Norton, MR. An vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt-joint interface implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997; 67: 236–245.

Norton, MR. The influence of insertion torque on the survival of immediately placed and restored single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 1333–1343

Norton, MR (. The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32: 849-857

Nugala, B, Kumar, BS, Sahitya, S, Krishna, PM. Biologic width and its importance in periodontal and restorative dentistry. *J Conserv Dent* 2012, 15: 12–17

Olive, J, Aparicio, C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int. JOral Maxillofac. Implants* 1990; 5, 390–400

Orsini, G, Fanali, S, Scarano, A, Petrone, G, Silvestro, S, Piattelli, A. Tissue Reactions, Fluids, and Bacterial Infiltration in Implants Retrieved at Autopsy: A Case Report. *Int. JOral Maxillofac. Implant* 2000; 15: 283–286

Ortega-Martínez, J, Perez-Pascual, T, Mareque-Bueno, S, Hernandez-Alfaro, F, FerrerPadro, E. Immediate implants following tooth extraction. A systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012; 17:e251–261.

Osman, R, Swain, M. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials* 2015; 8: 932–958.

O’Sullivan, D, Sennerby, L, Jagger, D, Meredith, N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6: 48–57

Otoni, JMP, Oliveira, ZFL, Mansini, R, Cabral, AM(2005). Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 769–776

Özcan, M, Hämmerle, C. Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls. *Materials* 2012, 5: 1528–1545.

Özcan, M, Melo, RM, Souza, RO, Machado, JP, Felipe Valandro, L, Bottino, MA. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics

and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 20, 19–28

Ozcan, M, Nijhuis, H, Valandro, LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J* 2008; 27: 99–104

Padhye, NM, Calciolari, E, Zuercher, AN, Tagliaferri, S, Donos, N. Survival and success of zirconia compared with titanium implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 2023, 27: 6279–6290.

Papaspyridakos, P, Chen, C.-J, Singh, M, Weber, H.-P, Gallucci, GO. Success Criteria in Implant Dent: A Systematic Review. *J Dent Res* 2012, 91: 242–248.

Park, JI, Lee, Y, Lee, JH, Kim, YL, Bae, JM, Cho, HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013;15: 769–778

Peñarrocha-Oltra, D, Palau, I, Cabanes, G, Tarazona, B, Peñarrocha-Diago, M. Comparison of digital protocols for the measurement of peri-implant marginal bone loss. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 2018, 10:e1216–e1222.

Pérez-Sayans, M, Castelo-Baz, P, Penarrocha-Oltra, D, Seijas-Naya, F, Conde-Amboage, M, Somoza-Martín, JM. Impact of abutment geometry on early implant marginal bone loss. A double-blind, randomized, 6-month clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2022; 33: 1038–1048.

Pjetursson, B. E, Zarauz, C, Strasding, M, Sailer, I, Zwahlen, M, Zembic, A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29 Suppl 18, 160–183.

Prasad, DK, Shetty, M, Bansal, N, Hegde, C. Crestal bone preservation: A review of different approaches for successful implant therapy. *Indian J Dent Res* 2011, 22: 317– 323

Qeblawi, DM, Muñoz, CA, Brewer, JD, EA, M, Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 2010; 103: 210–220

Rabel, A and K, S G and Schmidt-Westhausen, AM(2007). Clinical Study on the Primary Stability of Two Dental Implant Systems with Resonance Frequency Analysis. *Clin Oral Invest* 2007; 11: 257–265

Resnik, R, Misch, CE. Ch 4- Radiographic Complications and Evaluation: Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology. Amsterdam: Elsevier, 2018

Rinke, S(2011). Implantatgestützte vollkeramische Einzelkronen: Klinische Bewährung. In In: *Zeitschrift des Freien Verbandes Deutscher Zahnärzte*. (Bd. 55, Nummer 7). Heidelberg: Springer-Verlag

Roberts, WE, Smith, RK, Zilberman, Y, Mozsary, PG, Smith, RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics* 1984; 86: 95–111

Rokaya, D, Srimaneepong, V, Wisitrasameewon, W, Humagain, M, Thunyakitpisal, P. Peri-implantitis Update: Risk Indicators, Diagnosis, and Treatment. *European Journal of Dentistry* 2020; 14: 672–682.

Rupp, F, Liang, L, Geis-Gerstorfer, J, Scheideler, L, Hüttig, F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dent Mater: Official Publication of the Academy of Dent Mater* 2018; 34: 40–57.

Sahin, C, Ayyildiz, S. Correlation between Microleakage and Screw Loosening at Implant-Abutment Connection. *J Adv. Prosthodont* 2014; 6, 35

Sailer, I and Z, A and Jung, R E and Hämmerle, C H and Mattiola, A. Single-tooth implant reconstructions: Esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent* 2007; 2: 296–310

Sailer, I, Mühlemann, S, Zwahlen, M, Hämmerle, CH, Schneider, D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 Suppl 6, 163–201.

Saini, M, Singh, Y, Arora, P, Arora, V, Jain, K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases* 2015; 3: 52–57.

Santiago, JF Jr, de Souza Batista, VE, erri, FR, Honório, HM, de Mello, CC, Almeida, DA, Pellizzer, EP. Platform-switching implants and bone preservation: A systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016; 45: 332–345

Sasada, Y, Cochran, DL. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017a; 32: 1296–1307

Sasada, Y, Cochran, DL. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017b; 32: 1296– 1307.

Scarano, A, Mortellaro, C, Mavriqi, L, Pecci, R, Valbonetti, L. Evaluation of Microgap With Three-Dimensional X-Ray Microtomography: Internal Hexagon Versus Cone Morse. *J Craniofac Surg* 2016; 27: 682–685

Scarano, A, Perrotti, V, Piattelli, A, Iaculli, F, Iezzi, G. Sealing Capability of Implant-Abutment Junction under Cyclic Loading: A Toluidine Blue in vitro Study. *J Appl. Biomater. Funct. Mater* 2015; 13: 293–295

Schulte, W. Periotest-a new measurement process for periodontal function. *Zahnarztl Mitt*, 1983; 73: 1229–1240

Sennerby, L. Resonance frequency analysis for implant stability measurements. A review. *Integration Diagn Update* 2015;1: 11

Shah, KK, Sivaswamy, VA Literature Review on Implant Abutment Types, Materials, and Fabrication Processes. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants* 2022, 33: 57–66.

Skienhe, H, Habchi, R, Ounsi, H, Ferrari, M, Salameh, Z. Evaluation of the effect of different types of abrasive surface treatment before and after zirconia sintering on its structural composition and bond strength with resin cement. *BioMed Res Int* 2018, 1803425.

- Sommer, M, Zimmermann, J, Grize, L, Stübinger, S. Marginal bone loss one year after implantation: A systematic review of different loading protocols. *International J Oral Maxillofac Surg* 2020; 49: 121–134.
- Song, J.-Y, Park, SW, Lee, K, Yun, KD, Lim, HP. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent* 2012, 110: 274– 280
- Steenberghe, D, Tricio, J, Naert, I, Nys, M. Damping characteristics of bone-to-implant interfaces. A clinical study with the Periotest device. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 3– 39
- Steigenga, JT, al-Shammari, KF, Nociti, F. H, Misch, CE, Wang, H.-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 2003; 12: 306– 317.
- Stimmelmayer, M, Edelhoff, D, Güth, JF, Erdelt, K, Happe, A, Beuer, F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater* 2012; 28: 1215–1220
- Strietzel, F. P, Neumann, K, Hertel, M. Impact of platform switching on marginal peri-implant bone-level changes. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015, 26: 342–358
- Sullivan, DY, Sherwood, RL, Collins, TA, Krogh, PH. The reverse-torque test: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11, 179–185
- Swami, V, Vijayaraghavan, V, Swami, V. Current trends to measure implant stability. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society* 2016; 16: 124
- Takaki, P, Vieira, M, Bommarito, S. Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *International Archives of Otorhinolaryngology* 2014; 18: 272–276.
- Teerlinck, J, Quirynen, M, Darius, P, Steenberghe, D. Periotest: An Objective Clinical Diagnosis of Bone Apposition Toward Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 55– 61
- Truhlar, R, Morris, H, Ochi, S. Stability of the bone-implant complex. Results of longitudinal testing to 60 months with the Periotest device on endosseous dental implants. *Ann Periodontol* 2000, (5):42–55

Vatteroni, E, Covani, U, Menchini Fabris, GB. The New Generation of Subperiosteal Implants for Patient-Specific Treatment of Atrophic Dental Arches: Literature Review and Two Case Reports. *The International Journal of Periodontics Restorative Dentistry* 2023; 43: 735–741.

Vollmer, A, Saravi, B, Lang, G, Adolphs, N, Hazard, D, Giers, V, Stoll, P. Factors Influencing Primary and Secondary Implant Stability – A Retrospective Cohort Study with 582 Implants in 272 Patients. *Applied Sciences* 2020, 10: 8084.

WNicholson, J. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. *Prosthesis* 2020; 2: 100–116.

Wang, IC, Barootchi, S, Tavelli, L, Wang, HL. The peri-implant phenotype and implant esthetic complications. Contemporary overview. *J Esthetic Restor Dent* 2021; 33: 212–223

Wang, Q, Zhou, P, Liu, S, Attarilar, S, Ma, RL.-W, Zhong, Y, Wang, L. Multi-Scale Surface Treatments of Titanium Implants for Rapid Osseointegration: A Review. *NanoMaterials (Basel)* 2020;10: 1244.

Wilson, TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: A prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 2009; 80: 1388–1392.

Wittneben, JG, Millen, C, Brägger, U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions – a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014, 29 Suppl: 84–98

Wolf, HF, Rateitschak, EM, Rateitschak, KH (Hrsg.). *Parodontologie* (3. Aufl, Sb-002-41852). Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2012,

Wyatt, CC, Pharoah, MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 442–452

Xuereb, M, Camilleri, J, Attard, NJ. Systematic review of current dental implant coating materials and novel coating techniques. *Int J Prosthodont* 2015; 28: 51–59.

Zembic, A, Fehmer, V, Kern, M. Vollkeramik auf Implantaten – geht das? In: ZWR (Bd. 127, Nummer 10). Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018

Zhang, Y, Pajares, A, Lawn, BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004; 71: 166–171

Zheng, Z, Ao, X, Xie, P, Jiang, F, Chen, W. The biological width around implant. J Prosthodont Res 2021; 65: 11–18.

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Abteilung für Oralmedizinische Technologie Poliklinik unter Betreuung von Frau PD Dr. Dr. Istabak Dörsam durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Herrn Prof. Dr. Friedhelm Heinemann und Frau PD Dr. Dr. Istabak Dörsam, welche die Prüfungsgruppen therapierten und die Behandlung dokumentierten.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde teilweise von mir in Zusammenarbeit mit Herrn Prof. Dr. Friedhelm Heinemann und Frau PD Dr. Dr. Istabak Dörsam generiert.

Die folgenden Analysen, sowie die statistische Auswertung und deren Interpretation wurden von mir eigenständig durchgeführt.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich ganz besonders bei Frau PD Dr. Dr. Istabak Dörsam für die Überlassung des Themas sowie die umfassende und freundliche Betreuung der Arbeit bedanken.

Mein aufrichtiger Dank gilt Herrn PD Dr. Friedhelm Heinemann für die hilfreiche Unterstützung bei der Datenerhebung sowie der Firma Dentaforum für die großzügige Bereitstellung der Implantate und deren prothetisches Zubehör. Weiterhin danke ich allen Patienten, die sich an dieser Studie beteiligt haben, sowie dem gesamten Praxisteam für die tolle Organisation.

Ich danke von ganzem Herzen meiner ganzen Familie und meinen Schwiegereltern für ihre uneingeschränkte Unterstützung und ihre Hilfsbereitschaft mir den Rücken freizuhalten. Insbesondere meinem Mann und meinem kleinen Sohn danke ich für ihre Motivation und ihren liebevollen Rückhalt.