

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität zu Köln
Interdisziplinäre Poliklinik für Orale Chirurgie und Implantologie
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Dr. med. dent. C. Linz

Retrospektive Analyse der periimplantären Knochendichte und des periimplantären Knochenniveaus längenreduzierter Implantate

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Sandra Marina Peppmeier
aus Herford

promoviert am 06. Mai 2026

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Privatdozent Dr. J. Neugebauer
2. Gutachter: Universitätsprofessorin Dr. med. A. Niehoff

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Prof. Dr. Jörg Neugebauer – Überlassung des Themas und Betreuung
Dr. Paul Henn – Betreuung und Zweitevaluation der Messwerte

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Der dieser Arbeit zugrunde liegenden Datensatz wurde von mir anhand der Patientenakten der Praxis Dr. Bayer und Kollegen in Landsberg am Lech erstellt.

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Messergebnisse wurden von mir ohne Unterstützung Dritter erhoben.

Die in dieser Arbeit angegebenen Messungen sind nach Einweisung und Kalibrierung durch meinen Betreuer Herrn Prof. Dr. Jörg Neugebauer erfolgt.

Die Operationen an den Patienten der vorliegenden Studie wurden durch Herrn Prof. Dr. Jörg Neugebauer durchgeführt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 24.11.2025

Unterschrift:

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Neugebauer für die Überlassung des Dissertationsthemas und die stetige Hilfsbereitschaft in allen Belangen rund um das Promotionsthema.

Widmung

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1. ZUSAMMENFASSUNG	8
2. EINLEITUNG	9
2.1. Entwicklung, Relevanz und wissenschaftlicher Stand der dentalen Implantologie	10
2.2. Biologie der dentalen Implantologie	12
2.2.1. Die dentoalveoläre Atrophie	12
2.2.2. Knochenbiologie	14
2.2.3. Osseointegration	15
2.2.4. Einflussfaktoren auf die biologische Integration	17
2.3. Behandlungsstrategien der dentalen Implantologie bei reduziertem Knochenangebot	24
2.3.1. Augmentationschirurgische Methoden	24
2.3.2. Längenreduzierte Implantate (UKI)	26
2.3.3. Mechanische Kompensation bei längenreduzierten Implantaten	26
2.3.4. Belastungszeitpunkte	27
2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit	29
3. MATERIAL UND METHODEN	30
3.1. Patientenauswahl	30
3.1.1. Patientenkollektiv	31
3.1.2. Falldarstellung Implantation ultra-kurzer Implantate	32
3.1.3. Implantatdurchmesser	34
3.1.4. Lokalisation der Implantate nach Kiefer und Kieferabschnitt	35
3.1.5. Art der prothetischen Versorgung	36
3.1.6. Verblockung	37
3.1.7. Länge der Implantatkrone	38
3.1.8. Raucher	39
3.2. Untersuchungsprotokoll	40
3.3. Radiologische Auswertung	40
3.3.1. Bestimmung des periimplantären Knochenniveaus	41
3.3.2. Bestimmung der periimplantären Knochendichte mittels Grauwertmessung	43
3.3.3. Bestimmung der Crown-Implant-Ratio	45
3.4. Statistische Methoden	46

3.4.1.	Sicherung der Datenqualität und Konformität mit geltenden Vorschriften der Hochschule und Ethikkommission	46
3.4.2.	Statistische Auswertung	47
4.	ERGEBNISSE	48
4.1.	Kontrolle der Ergebnisqualität	49
4.2.	Periimplantäres Knochenniveau [Δ MBL]	51
4.3.	Periimplantäre Knochendichte [Δ GSV]	52
4.4.	Crown-To-Implant-Ratio (5,2 mm)	53
4.5.	Verblockung vs. Δ GSV (5,2 mm)	53
4.6.	Verblockung vs. Δ MBL (5,2 mm)	54
5.	DISKUSSION	55
5.1.	Periimplantäres Knochenniveau der UKI	55
5.2.	Kritische Betrachtung des Studiendesigns	57
5.3.	Biomechanik der UKI	59
5.4.	Crown-to-Implant-Ratio	60
5.5.	Prothetische Versorgung und Verblockung	61
5.6.	Klinische Relevanz der UKI	62
5.7.	Limitationen	63
6.	LITERATURVERZEICHNIS	64
7.	ANHANG	71
7.1.	Abbildungsverzeichnis	71
8.	VORABVERÖFFENTLICHUNGEN VON ERGEBNISSEN	72

Abkürzungsverzeichnis

SLI	Standard Längen Implantate
UKI	Ultra-kurze Implantate
GBR	Guided Bone Regeneration
PTFE	Polytetrafluorethylen
MBL	Marginal Bone Level
GSV	Grayscale Value
AOI	Area of Interest
ICC	Interclass Correlation Coefficient
MRONJ	Medikamentenassoziierte Osteonekrose des Kiefers
PPI	Protonenpumpeninhibitoren
SSRI	Selective Serotonin Reuptake Inhibitors

1. Zusammenfassung

Absicht: Diese retrospektive Studie hatte zum Ziel, Veränderungen der periimplantären marginalen Knochenhöhe sowie radiographische Graustufenwerte (GSV) im vertikal kompromittierten Knochen bei ultra-kurzen Implantaten (5,2 mm) in nativen Knochen mit Standardimplantaten (8–14 mm) in augmentierten Arealen zu vergleichen.

Methode: 53 Patienten wurden mit 131 Implantaten versorgt. Jeder Patient erhielt mindestens je ein ultra-kurzes und ein Standardimplantat. Insgesamt wurden 78 ultra-kurze und 53 Standardimplantate inseriert. Die Standardimplantate wurden vorwiegend nach Alveolarkammaugmentation mit autologen Knochenspänen, Sinuslift oder retromolarem Knochentransplantat inseriert. Autologe Knochenspäne wurden mit bis zu 50 % Knochenersatzmaterial ergänzt. Die mittlere Nachbeobachtungszeit betrug 38 Monate und die maximale Beobachtungszeit 64 Monate. Das periimplantäre Knochenniveau wurde mittels „Distance Implant to Bone“-Methode (DIB) nach *Buser et al.*² bestimmt, die radiologischen GSV dienten als Ersatzparameter für die Knochendichte. Alle Messungen erfolgten durch zwei verblindete Bewerter mit hoher Interrater-Reliabilität ($ICC > 0,98$). Ein lineares gemischtes Modell wurde zur Analyse der Veränderungen in marginaler Knochenhöhe (ΔMBL) und GSV (ΔGSV) verwendet ($p < 0,05$).

Ergebnis: Bei 131 Implantaten wurden marginale Knochenhöhen und GSV analysiert. Ultra-kurze Implantate zeigten signifikant geringeren Knochenverlust ($\Delta MBL = -0,61 \pm 0,93$ mm) als Standardimplantate in augmentiertem Knochen ($\Delta MBL = -1,11 \pm 1,26$ mm; $p = 0,001$). Zudem stieg der ΔGSV um ultra-kurze Implantate signifikant an ($\Delta GSV = 3,26 \pm 20,52$ a.u.), während er bei Standardimplantaten abnahm ($\Delta GSV = -0,76 \pm 21,59$ a.u.; $p = 0,009$).

Fazit: Innerhalb der Grenzen dieser retrospektiven Studie zeigten ultra-kurze Implantate in nativen Knochen eine signifikant bessere Erhaltung des marginalen Knochens sowie einen signifikanten Anstieg der röntgenologischen Dichte im Vergleich zu Standardimplantaten in augmentierten Bereichen. Diese Ergebnisse verdeutlichen das klinische Potenzial von ultra-kurzen Implantaten bei geeigneten Knochenverhältnissen zur Reduktion der Morbidität nach ausgedehnten Augmentationen.

2. Einleitung

Die Zahnmedizin unterliegt seit der Mitte des vergangenen Jahrhunderts einem Wandel durch die Versorgungsstrategie der dentalen Implantologie. Der Fachbereich der Implantologie setzt sich aus der chirurgischen und prothetischen Rehabilitation der Patienten zusammen. Implantate müssen folglich mechanischen und biologischen Ansprüchen gerecht werden. Lange Zeit stand die Chirurgie dabei im Vordergrund. Angestrebt wurde die Maximierung der Kontaktfläche zwischen Implantat Oberfläche und Knochen. Dies machte umfangreiche Knochenaugmentationen und mehrfache chirurgische Eingriffe notwendig. Heute stehen aufgrund verbesserter Materialeigenschaften durchmesser- und längenreduzierte Implantate als Alternative zur Verfügung³. Während Standardimplantate von über 4 mm Durchmesser und über 8 mm Länge ein evidenzbasiertes Behandlungsverfahren darstellen, sollen in dieser Arbeit die Möglichkeiten der Reduktion von Komorbiditäten und Umfang der chirurgischen Intervention durch den Einsatz längenreduzierter Implantate erörtert werden. Laut dem ITI-Consensus-Report (2018) gelten Implantate mit einer Länge ≤ 6 mm als kurze Implantate⁴, während andere Autoren Implantate unter 6 mm als ultra-kurz oder extra-kurz bezeichnen⁵⁻⁷. In der vorliegenden Studie wird der Begriff „ultra-kurze Implantate“ für die untersuchten 5,2 mm-Implantate verwendet. Der primäre Endpunkt dieser Studie ist die Evaluation, inwiefern ultra-kurze (5,2 mm) Implantate in nativem Knochen im Vergleich zu Standardimplantaten (8-14 mm) in zuvor augmentiertem Knochen eine veritable Behandlungsalternative sein können. Als Parameter dienen hierbei das periimplantäre Knochenniveau und die periimplantäre Knochendichte mittels Grauwertmessung (GSV). Des Weiteren soll als sekundärer Endpunkt auch evaluiert werden, ob das bei ultra-kurzen Implantaten meist vergrößerte Verhältnis von Kronen- zu Implantatlänge einen Einfluss auf diese Parameter hat. Untersuchungen im akademischen Rahmen verlangen häufig sehr enge Nachsorgeintervalle und stark vereinheitlichte Abläufe, die in Praxen nur eingeschränkt realisierbar sind. Analysen mit gemischten Modellen ermöglichen hingegen die Auswertung heterogener Daten aus der alltäglichen Versorgung und liefern dadurch praxisnahe Ergebnisse⁸.

Um Messvarianzen zu reduzieren und die Aussagekraft der Ergebnisse zu stärken, wurde im Rahmen dieser Studie ein standardisierter Messalgorithmus erstellt. Mit diesem wurden die Daten dieser Studie durch zwei verblindete Evaluatoren erhoben und durch den Interclass Correlation Coefficient auf Stimmigkeit überprüft.

2.1. Entwicklung, Relevanz und wissenschaftlicher Stand der dentalen Implantologie

In der ersten Hälfte des zwanzigsten Jahrhunderts bestritt die dentale Implantologie ihre ersten Erprobungen als ultima Ratio der oralen Rehabilitation zahnloser und teilbezahnter Patienten. Mit dem Zahnverlust geht ein Verlust der physiologischen Kaukraftbelastung auf den Kieferknochen einher, was zu konsekutiver Involution der knöchernen Verhältnisse führt^{9,10}. Die oftmals komplikationsanfälligen chirurgischen Behandlungen unterlagen häufig mechanischen Defiziten der zur Verfügung stehenden Materialien. Die Idee, die Implantatdimension zu verändern um verbesserte Belastungsverhältnisse am ortständigen, nativen Kieferknochen zu erzielen ist nicht neu. Bereits vor 50 Jahren, wurden Extensionen in Form von Klingen-, Blatt- und subperiostalen Implantaten entwickelt, die mit einer möglichst breitflächigen Verteilung der mastikatorischen Belastung im Kiefer der Involution durch ausbleibende Belastung des dentoalveolären Faserapparates entgegenwirken sollten¹¹⁻¹⁴. Darüber hinaus wurden die Implantate in allen zur Verfügung stehenden Richtungen extendiert, um sie mechanisch zu stabilisieren. Dieser Abschnitt der dentalen Implantologie war jedoch häufig von umfangreichen chirurgischen Komplikationen und Komorbiditäten geprägt, warum Blatt-, Klingen- und subperiostale Implantate in der Implantatchirurgie als nichtmehr lege artis angesehen werden. Mit Beginn der 1970er Jahre wurde das rotationssymmetrische Implantat als implantologischer Standard definiert. Brånemark konnte zuvor in Versuchen zeigen, dass Titan herausragende Osseointegrationseigenschaften, sowie ausreichende mechanische Eigenschaften aufwies¹⁵. Der Markteinführung von rotationssymmetrischen Implantatsystemen folgten Konzepte der Pfeilervermehrung zur Rehabilitation mit festsitzendem oder bedingt festsitzendem Zahnersatz. Das verfügbare Knochenvolumen bestimmt maßgeblich die Versorgungsart und den chirurgischen Aufwand, um die Knochenlager für die Aufnahme der Implantate vorzubereiten^{16,17}. Die Entwicklung von augmentativen Operationsverfahren zur hart- und Weichgeweberegeneration sind bis heute Gegenstand der Forschung. Ein zunehmend diskutierter Ansatz zur Minimierung chirurgischer Morbidität durch komplexe Augmentationen bei reduziertem Knochenangebot ist der Einsatz von längenreduzierten Implantaten.

Heute ist die dentale Implantologie fester Bestandteil moderner Behandlungsprotokolle. Dentale Implantate werden somit einer stetig wachsenden Zahl von Patienten zugänglich und bedürfen eine kontinuierliche Weiterentwicklung. Ein noch neuere Versorgungsstrategie ist das sogenannte prosthetic backward planning. Diese erfolgt digital und berücksichtigt dreidimensionale Röntgendaten und intraorale Scandaten, anhand derer die prothetische Versorgung und deren implantologische Positionierung digital geplant wird¹⁸. Implantate sollen nach diesem Konzept nicht mehr nur an der chirurgisch günstigsten Stelle inseriert werden, sondern eine hygienefähige und polygonal verteilte Anordnung der Implantate und Suprakonstruktionen ermöglichen. Hierzu haben die Hersteller der Implantatsysteme diese

unter Berücksichtigung der biologischen und mechanischen Eigenschaften der verfügbaren Materialien in Durchmesser und Länge reduziert. So kann der Operateur heute auf eine größere Variation dentaler Implantate zurückgreifen. Wie bei vielen biologischen Prozessen scheint hierbei die Vergrößerung der Oberfläche, egal ob dies durch Verlängerung von durchmesserreduzierten oder Verdickung von längenreduzierten Implantaten geschieht, eine erhebliche Rolle zu spielen.

2.2. Biologie der dentalen Implantologie

2.2.1. Die dentoalveoläre Atrophie

Kann ein Zahn chirurgisch, parodontologisch, prothetisch oder konservierend nicht rehabilitiert werden, muss dieser extrahiert werden. Eine seltenere, aber dennoch relevante Ursache für Zahnverlust sind Traumata im dentoalveolären Bereich. Zahnextraktionen sollten unter Schonung der umliegenden Hart und Weichgewebe erfolgen. Durch ausgedehnte Entzündungen, Zysten, parodontale Knochendefekte oder Gewebeschädigungen infolge von Traumata, kann bei Zahnextraktionen primär viel Knochenvolumen verloren gehen¹⁹.

Unabhängig von diesem primären Knochenverlust durch die genannten Parameter tritt infolge einer Zahnextraktion stets eine Involution der Hartgewebe ein⁹. Die Ursache für die Involution nach Zahnverlust begründet sich in der physiologischen Funktion des parodontalen Ligaments. Zähne sind im Kieferknochen durch die Sharpey'schen Fasern verankert. Sie wandeln sämtliche Druckbelastungen, die die Zähne erfahren in Zugbelastung auf den Knochen um. Nach Zahnverlust bleibt diese Umwandlung von Druck auf Zug aus. Ohne die Zugbelastung des Knochens durch das parodontale Ligament tritt Volumenverlust des Knochens auf.²⁰.

Die Defektkonfigurationen der atrophierten Kiefer unterscheiden sich. Zur Veranschaulichung der resorptiven Prozesse am unbezahnten Kieferknochen eignet sich die Einteilung der Knochenatrophie nach Judy und Misch¹.

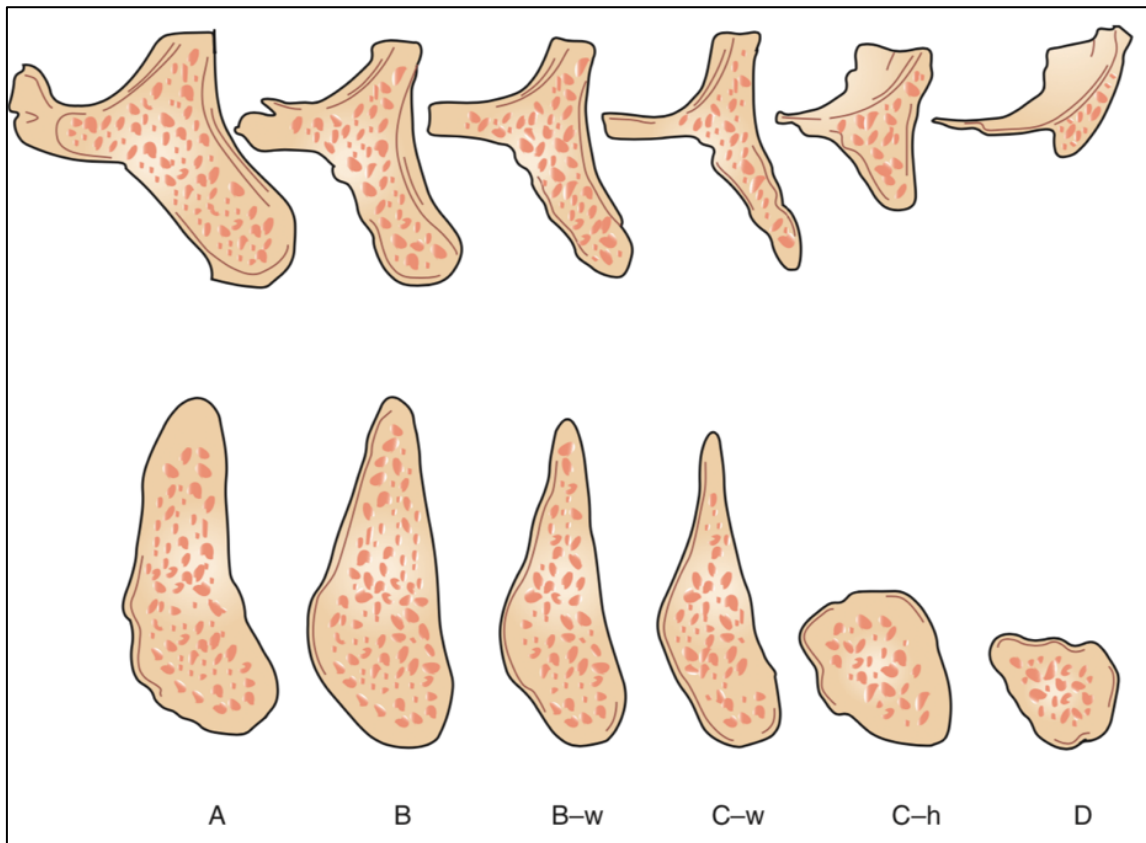


Abbildung 1: Knochenatrophie nach Judy und Misch¹

Die Kiefer verlieren zumeist horizontales Knochenvolumen bis der Kieferkamm messerschneidenartig ausgedünnt ist. Im weiteren Verlauf wird auch dieser vertikale Restknochen resorbiert. Dies resultiert in der Knochenatrophie Kategorie D nach Judy und Misch¹.

2.2.2. Knochenbiologie

Der Alveolarknochen besteht überwiegend aus Lamellenknochen und lässt sich in Spongiosa und Kompakta unterteilen. Die außenliegende Kompakta besteht aus Osteonen (Havers-Systemen), die aus konzentrisch angeordneten Knochenlamellen um einen zentralen Haverskanal aufgebaut sind^{21,22}. Die Versorgung der Osteozyten erfolgt hier mittels der durch den Haverskanal laufenden Blutgefäße und Nerven. Die Osteozyten sitzen in Lakunen zwischen den Lamellen und sind über Canaliculi miteinander verbunden.

Die innenliegende Spongiosa ist aus trabekulären Strukturen aufgebaut, die aus Lamellenknochen bestehen und entsprechend der funktionellen Belastung trajektorieell ausgerichtet sind²³. Histologisch bestehen die Trabekel aus mehreren Lamellen, in denen Kollagenfibrillen parallel oder in wechselnder Orientierung verlaufen. Diese sind in eine mineralisierte Extrazellulärmatrix eingebettet²⁴. Die zwischen den Trabekeln liegenden Markräume enthalten Knochenmark und ermöglichen über diffusiven Stoffaustausch die Versorgung der innerhalb der Lamellen lokalisierten Osteozyten.

Bei der Knochenbildung lassen sich zwei Mechanismen unterscheiden. Die chondrale Ossifikation findet entlang eines hyalinen Knorpelgerüsts statt, während bei der desmalen Ossifikation der Knochen direkt aus dem mesenchymalen Bindegewebe entsteht und später mineralisiert wird.

Der Alveolarknochen unterliegt einem kontinuierlichen Knochenumbau (Remodeling), welcher der strukturellen Erhaltung, Reparatur von Mikrotraumata und der funktionellen Anpassung an mechanische Reize dient. Dieser zyklische zellvermittelte Prozess wird durch sogenannte Bone Multicellular Units (BMUs) gesteuert. Dazu gehören Osteoklasten, welche Knochenresorption betreiben und Osteoblasten, die für die Knochensynthese zuständig sind^{25,26}. Als weitere Einheit steuern die Oberflächenosteoblasten (bone lining cells; BLC), die auf der ruhenden Knochenoberfläche liegen, den Umbau, indem sie auf molekulare oder mechanische Reize reagieren^{21,27}.

Der mechanosensitive Remodeling Prozess lässt sich in vier funktionelle Phasen einteilen. In der Aktivierungsphase werden durch mechanische Reize Osteoklastenvorläufer rekrutiert. In der Resorptionsphase erfolgt der Abbau mineralisierter Matrix durch Osteoklasten in sogenannten Howship Lakunen. Nachdem apoptotische Zellreste in der Umkehrphase entfernt werden, lagern Osteoblasten Osteoid ab und mineralisieren es in der Formationsphase. So findet die Umwandlung von unreifem Geflechtknochen zu Lamellenknochen statt^{22,28}. Schließlich verbleiben die Osteoblasten als Osteozyten eingebettet in der Matrix oder differenzieren zu BLCs, welche bei erneutem Reiz den Umbauprozess wieder anstoßen²¹. Zähne sind über Sharpey'schen Fasern in der Alveole verankert. Bei axial intrusiver Belastung in Form von Kaudruck wird diese durch die Sharpey'schen Fasern in Zugbelastung auf den Knochen übertragen. Diese Umwandlung von Druck- in Zugbelastung findet bei Implantaten

nur bedingt statt, da diese keinen fibroossären Halteapparat besitzen^{17,29,30}. Um funktionelle Stabilität zu gewährleisten, entsteht stattdessen eine unmittelbare Verbindung zum Knochen.

2.2.3. Osseointegration

Die Einheilung eines Implantats im Alveolarknochen ist ein komplexer, zellulär-biochemischer mehrstufiger Prozess, der unter dem Begriff der Osseointegration zusammengefasst wird^{31,32}. Nach Insertion des Implantates kommt es durch die Blutbenetzung am Implantat zur Ausbildung einer provisorischen Matrix, welche für die Zelladhärenz und Signalweiterleitung entscheidend ist³¹. In die periimplantäre Umgebung einwandernde Makrophagen sezernieren proinflammatorische Zytokine, die die Rekrutierung mesenchymaler Vorläuferzellen fördern³³. Zwei der für die Einheilung des Implantates relevanten Zytokine sind VEGF (vascular endothelial growth factor) und PDGF (platelet-derived growth factor). Sie vermitteln die Angiogenese und stimulieren die Bildung von Bone Morphogenetic Proteins (BMPs), welche die Differenzierung mesenchymaler Stammzellen zu Osteoblasten induzieren³⁴. Diese osteoblastären Zellen haften über Integrine an der Proteinmatrix auf der Implantatoberfläche, beginnen mit der Sekretion von Osteoid und exprimieren osteogene Marker wie Osteocalcin und Osteopontin³¹. Nach Mineralisierung der Matrix wird ein Teil der Osteoblasten zu Osteozyten und BLCs, die wiederum am Remodeling-Prozess beteiligt sind und den Knochen an mechanische Reize anpassen³². Im weiteren Verlauf wird eine kollagenfreie organische Matrix gebildet, die reich an Osteopontin und Bone Sialoprotein ist. Diese erste mineralisierbare Schicht, die strukturell der Zementlinie natürlicher Knochenumbauprozesse entspricht, bildet die initiale Verbindung zwischen Implantatoberfläche und neuem Knochen³². Erst nach Ausbildung dieser etwa 0,5 µm dicken Schicht erfolgt die extrazelluläre Fibrillenbildung, die anschließend mineralisiert wird und zur Ausbildung einer strukturierten lamellären Knochenmatrix führt³¹. Diese zementlinienartige Matrix stellt ein universelles Element der Osseointegration dar, unabhängig von der Materialklasse des Implantats³⁵⁻³⁷. Sie ist sowohl bei bioinerten als auch bei bioaktiven Materialien morphologisch und biochemisch nachweisbar und stellt den funktionellen Übergangsraum zwischen Material und vitalem Knochengewebe dar.

Bei ultrakurzen Implantaten kommt es durch die verkürzte vertikale Dimension zu einer reduzierten Kontaktfläche, wodurch die Ausbildung dieser funktionellen Matrixstruktur auf ein kleineres Volumen limitiert ist. In kortikalen Anteilen führt die primäre Knochenkompression durch die Implantatgeometrie häufig zu einer lokalen Hypovaskularisierung, die die initiale Zellbesiedlung und Matrixorganisation beeinträchtigt³². In solchen Fällen erfolgt die Integration über sekundäre osteonale Reorganisationsprozesse, bei denen zirkulär um das Implantat angelegte Osteone entstehen, deren Zementlinie direkt an der Implantatoberfläche beginnt³⁶.

Die mechanosensitive Regulation des Umbauprozesses ist entscheidend für die langfristige funktionelle Osseointegration. Mechanische Reize werden über das dendritische Netzwerk der Osteozyten registriert und in molekulare Signale übersetzt, welche die Aktivität von Osteoblasten und Osteoklasten steuern³². Da Implantate keinen desmodontalen Halteapparat besitzen, fehlt grundsätzlich die durch Sharpey'sche Fasern vermittelte Umwandlung axialer Druckbelastung in Zugkräfte auf den Knochen. Bei ultrakurzen Implantaten verstärkt sich dieser biomechanische Mechanismus, da die stark reduzierte vertikale Dimension trotz oft vergrößerten Durchmessers nur eine begrenzte funktionelle Kontaktfläche bietet, was zu einer Konzentration von Druckspannungen im angrenzenden Knochen führen könnte. Dies erhöht das Risiko mikrotraumatischer Überlastungen und kann die durch Davies beschriebene Ausbildung einer stabilen mineralisierten Matrix beeinträchtigen³⁶. Inwiefern dies von klinischer Relevanz ist, gilt es in der vorliegenden Arbeit zu prüfen. Weiterhin soll festgestellt werden, ob die Veränderung der Dimensionen des Knochen-Implantat-interface eine Veränderung in der Belastung und somit mögliche Resorptionsprozesse in kritischen Bereichen wie z.B. kortikalen Knochenanteilen begünstigt.

2.2.4. Einflussfaktoren auf die biologische Integration

Die mechanische Verankerung des Implantates im Knochen unmittelbar nach der Insertion wird als Primärstabilität bezeichnet. Sie entscheidet über das weitere therapeutische Vorgehen. Wird eine hohe Primärstabilität (Drehmoment $> 30\text{Ncm}$, ISQ-Wert > 60) bei der Insertion des Implantates erreicht, kann dieses sofort- oder frühbelastet werden. Die Primärstabilität des Implantates ist von Knochenqualität, dem Implantatdesign, den Dimensionen, der Oberflächenstruktur und dem chirurgischen Protokoll abhängig³⁸⁻⁴¹.

Im Verlauf der Einheilphase geht die Primärstabilität in die Sekundärstabilität über, welche auf der erfolgreichen Osseointegration basiert. Diese Phase ist besonders anfällig für Mikrobewegungen, weshalb eine ausreichende Primärstabilität als Voraussetzung für eine erfolgreiche Sekundärstabilität gilt⁴². Die Sekundärstabilität wird wiederum durch das biologische Verhalten des umliegenden Knochens, sowie der chemisch-physikalischen Struktur der Implantatoberfläche beeinflusst³⁵.

Weiterhin unterliegt die Osseointegration der Beeinflussung durch patientenindividuelle internistische Faktoren.

Knochenqualität

Der Erfolg einer Implantation hängt von verschiedenen Parametern ab. Neben biochemischen und hormonellen Veränderungen der Knochenhämostase ist die klinische Knochenqualität von entscheidender Bedeutung. Diese wird unter anderem durch die Knochenarchitektur und die Knochendichte beeinflusst. Lekholm und Zarb⁴³ definierten in ihrem Klassifikationssystem vier Kategorien:

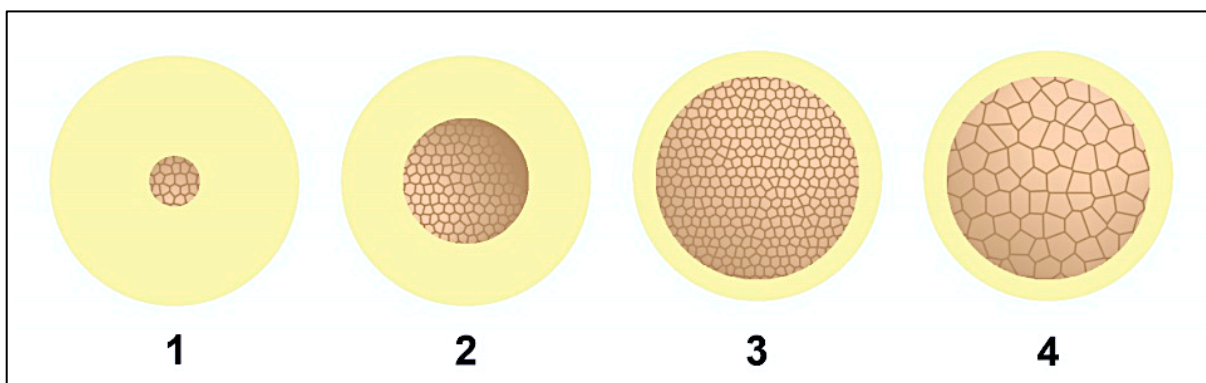


Abbildung 2: Klassifikation der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb⁴³

- Typ I: Fast ausschließlich homogene Kompakta
- Typ II: Engmaschige Spongiosa umgeben von breiter Kompakta
- Typ III: Engmaschige Spongiosa umgeben von dünner Kompakta
- Typ IV: Weitmaschige Spongiosa umgeben von dünner Kompakta

Diese Klassifikation bezieht sich auf die klinisch beobachtbare Knochenqualität im Rahmen der Implantatbettauflbereitung sowie auf die röntgenologische Einschätzung.

Typ I zeichnet sich durch besonders hohe Festigkeit aus was sich positiv auf die Primärstabilität eines Implantats auswirkt. Gleichzeitig ist der geringe Anteil an Spongiosa mit einer reduzierten vaskulären Versorgung verbunden, was die sekundäre Osseointegration beeinträchtigen kann. Typ II zeichnet sich durch verbesserte Durchblutung aus, was eine günstige Kombination aus mechanischer Stabilität und biologischer Regenerationsfähigkeit mit sich bringt. Bei Typ III nimmt die Primärstabilität zugunsten der Sekundärstabilität weiter ab. Knochen mit Typ IV Qualität bietet nur minimale Primärstabilität und ist zugleich anfällig für Knochenresorptionen, was diesen Typ zum risikoreichsten in der dentalen Implantologie macht⁴⁰. Die Knochenqualität variiert je nach Region des Kieferknochens. Die Knochendichte der Mandibula fällt am häufigsten unter Typ II, während Typ III in der Maxilla dominiert⁴⁴. Dabei ist sowohl in der Mandibula als auch der in Maxilla die Knochendichte im anterioren Bereich höher als im posterioren.

Durch Zahnverlust reduziert sich das Knochenvolumen meist in vertikaler Dimension. Dadurch schrumpft der Abstand zu kritischen anatomischen Strukturen wie dem Nervus alveolaris inferior in der posterioren Mandibula, sowie dem Sinus maxillaris in der posterioren Maxilla, was die orale Rehabilitation mit Standardlängenimplantaten erschwert. Um trotz reduzierter Länge und daraus resultierender reduzierter Implantat-Knochen-Kontaktfläche eine suffiziente Primärstabilität zu erreichen ist das Implantatdesign und dessen Oberflächenmodifikation von Bedeutung.

Implantatdesign & Oberflächenmodifikation

Die Implantatdesignentwicklung orientierte sich in den letzten Jahrzehnten an biologisch-funktionellen Anforderungen. Während frühere Implantatsysteme zylindrische Formen mit glatten Oberflächen aufwiesen, zeichnet sich die moderne Entwicklung durch eine Kombination aus konisch-zylindrischer Makrogeometrie und differenziert gestalteten Gewindestrukturen aus. Diese dienen nicht nur der mechanischen Verankerung, sondern auch der Optimierung des Drucktransfers in kortikalen und spongiösen Knochenabschnitten^{45,46}.

Bei Implantaten mit reduzierter Länge kommen verstärkt Gewindedesigns mit kompressionsfördernden Eigenschaften sowie apikalen Selbstschneidelementen zum Einsatz, um auch in begrenztem Knochenangebot hohe Insertionstiefen und damit stabile initiale Fixationen zu erreichen⁴⁷.

Ein besonderes Augenmerk liegt auf der Gestaltung des Implantathalses. Der Übergang zur krestalen Region ist bei dem in dieser Studie verwendeten Implantattyp so ausgeformt, dass sich kortikales Knochengewebe adaptiv anlagern kann. Hierzu werden Rückverjüngungen, sogenannte backtaper-Designs, genutzt, die die knöcherne Apposition im zervikalen Bereich

fördern und zusätzlich das Risiko marginaler Knochenverluste reduzieren sollen⁴⁶. Tierexperimentelle Studien konnten eine signifikant höhere Knochen-Implantat-Kontaktfläche bei subkrestaler Positionierung solcher Implantate nachweisen⁴⁷.

Parallel zur Makrostruktur wurde auch die Implantatoberfläche gezielt weiterentwickelt. Moderne Systeme weisen mikro- und nanostrukturierte Oberflächen auf, die durch Verfahren wie Sandstrahlung, Säureätzung, anodische Oxidation oder additive Beschichtung erzeugt werden^{48,49}. Die Kombination aus Rauigkeit und erhöhter Oberflächenenergie erleichtert die initiale Adsorption von Plasmaproteinen sowie die Adhärenz und Differenzierung osteogener Zellen⁴⁹⁻⁵¹. Die Oberflächenenergie beschreibt die freie Energie pro Flächeneinheit der Implantatoberfläche und bestimmt maßgeblich deren Benetzbarkeit. Eine hohe Oberflächenenergie korreliert mit einer hydrophilen Oberfläche, die den Kontakt mit Blut, Plasmaproteinen und Zellen erleichtert⁴⁹. Bei ultrakurzen Implantaten, deren funktionelle Belastungsfläche begrenzt ist, gewinnt diese osteokonduktive Optimierung besonders an Bedeutung³⁵.

Finite-Elemente-Analysen und mikroskopische Untersuchungen zeigen, dass solche Oberflächenstrukturen eine mikromechanische Verzahnung zwischen Knochen und Implantat ermöglichen, wodurch die Lastverteilung verbessert, und das Risiko mikrobewegungsbedingter Integrationseinbußen reduziert wird⁵². Durch diese Kombination aus Makro- und Mikrogestaltung könnte nicht nur eine hohe Primärstabilität erzielt werden, sondern auch die Grundlage für eine langfristig stabile Sekundärstabilität geschaffen werden, selbst bei Implantaten mit stark reduzierter Länge.

Nikotinkonsum

Der Einfluss des Tabakkonsums auf die orale Gesundheit und insbesondere auf den Knochenstoffwechsel stellt seit Jahrzehnten ein zentrales Forschungsthema in der Zahnmedizin dar. Zahlreiche wissenschaftliche Arbeiten belegen, dass Rauchen sowohl systemisch als auch lokal den Heilungsverlauf und die Gewebeintegration negativ beeinflusst und somit als relevanter Risikofaktor für die Osseointegration dentaler Implantate gilt⁵³. Die klinische Relevanz dieses Zusammenhangs wird nicht zuletzt durch die steigende Nachfrage nach implantologischen Versorgung bei rauchenden Patienten unterstrichen, obwohl der Tabakkonsum nach wie vor eine der führenden Ursachen für Zahnverlust darstellt^{54,55}.

Die biologischen Mechanismen, durch die das Rauchen den Knochenstoffwechsel beeinträchtigt, sind vielfältig. Nikotin und andere Inhaltsstoffe des Tabakrauchs wirken vasokonstriktorisch, beeinträchtigen die Mikrozirkulation im periimplantären Gewebe und hemmen die Aktivität von Osteoblasten⁵³. Gleichzeitig fördern sie die Expression proinflammatorischer Zytokine und Matrix-Metalloproteinasen, was zu einem vermehrten

Knochenabbau führen kann^{55,56}. Diese entzündungsfördernden und osteolytischen Prozesse resultieren in einer kompromittierten Knochenregeneration und beeinträchtigen somit die primäre und sekundäre Stabilität des Implantates.

Klinisch manifestiert sich diese pathophysiologische Beeinflussung in einer erhöhten Rate an Implantatverlusten bei rauchenden Patienten. Verschiedene systematische Übersichtsarbeiten und Metaanalysen⁵⁷ zeigen konsistent, dass sowohl leichte als auch schwere Raucherinnen ein deutlich erhöhtes Risiko für Implantatversagen aufweisen, wobei das Risiko mit zunehmendem Tabakkonsum graduell ansteigt. Die Ergebnisse dieser Analyse belegen, dass das relative Risiko (RR) für Implantatversagen bei Konsum von mehr als 20 Zigaretten pro Tag im Vergleich zu Nichtrauchern auf das Vierfache ansteigt⁵⁷. Auch bei einem geringeren Konsum (<10 Zigaretten/Tag) konnte bereits eine signifikant erhöhte Misserfolgsrate dokumentiert werden, was den kontinuierlichen und dosisabhängigen Charakter dieses Risikofaktors verdeutlicht.

Neben der Beeinträchtigung der Osseointegration ist Rauchen auch mit einem erhöhten Risiko für periimplantäre Erkrankungen assoziiert. Periimplantitis, als entzündliche Erkrankung des Implantatlagers mit progressivem Knochenabbau, tritt bei Raucherinnen signifikant häufiger auf^{58,59}. In diesem Zusammenhang konnte gezeigt werden, dass Raucher eine verstärkte marginale Knochenresorption aufweisen, was mit einer verminderten Langzeitprognose implantatgetragener Versorgung einhergeht⁵⁶. Besonders kritisch ist der Einfluss des Rauchens bei augmentativen Maßnahmen wie Sinuslift-Operationen oder Knochenblocktransplantation zu bewerten. Hier zeigen sich nochmals erhöhte Versagensraten^{60,61}. Besonders bei UKI sind daher Langzeitdaten notwendig, um den Einfluss des Nikotinkonsums auf die Langzeitstabilität der Osseointegration beurteilen zu können. Vor dem Hintergrund der biomechanisch reduzierten Knochen zu Implantat Kontaktfläche, könnten sich die Auswirkungen von erhöhtem Nikotinkonsum an UKI zusätzlich verstärken. Eine Untersuchung dieser Fragestellung im Zuge dieser Studie ist daher obligat.

Vitamin-D

Der Vitamin D Stoffwechsel spielt eine zentrale Rolle in der frühen Phase der Osseointegration von Implantaten⁶². Über die Kopplung an den Vitamin D Rezeptor der Osteoprogenitorzellen und Osteoblasten moduliert Vitamin D die Expression knochenbildender Proteine wie Osteocalcin und Osteopontin, wodurch die Matrixproduktion an der Implantatoberfläche stimuliert wird⁶³. Gleichzeitig moduliert Vitamin D die RANKL-OPG-Achse, um die Balance zwischen Osteoblasten- und Osteoklastenaktivität zu sichern⁶². Vitamin D wirkt zudem immunmodulatorisch, beeinflusst die Makrophagenaktivität und fördert die Angiogenese, die für die frühe Versorgung des Implantatlagers entscheidend ist^{64,65}.

Klinisch konnte in mehreren Humanstudien gezeigt werden, dass suffiziente Vitamin-D-Spiegel mit günstigeren Implantatergebnissen assoziiert sind, wenngleich die Evidenz aufgrund kleiner Patientenkollektive und methodischer Heterogenität limitiert bleibt^{62,66}. Studien zeigten, dass überhöhte Vitamin-D-Konzentrationen von mehr als 70 ng/ml mit einem signifikanten Anstieg an Implantatverlusten und einer verstärkten marginalen Knochenresorption verbunden waren, wobei dieser Effekt besonders im Oberkiefer deutlich wurde⁶⁷. Daraus ergibt sich die klinische Konsequenz, Vitamin-D-Mangel präoperativ gezielt zu korrigieren, eine Überkorrektur jedoch zu vermeiden. Bei ultrakurzen Implantaten könnte die reduzierte Kontaktfläche das Risiko des Nichteinheilens verstärken, doch gleichzeitig kann die geringere Invasivität und kortikale Verankerung von UKI dazu führen, dass invasive Augmentationen umgangen werden und damit potenzielle Komplikationen reduziert werden könnten.

Systemische Glukokortikoidtherapie

Glukokortikoide wirken auf mehreren Ebenen auf den Knochenstoffwechsel und die periimplantäre Geweberegeneration⁶⁸. Sie hemmen die Proliferation und Matrixsynthese von Osteoblasten und induzieren die Apoptose von Osteoblasten und Osteozyten⁶⁹. Darüber hinaus fördern sie über eine Verschiebung der RANKL-OPG-Balance die Osteoklastogenese und reduzieren den vaskulären und fibroblastären Regenerationsprozess⁶⁸. Diese Kombination schwächt die frühe Knochenneubildung, verzögert den Übergang von der entzündlichen zur proliferativen Phase und vermindert die mechanoadaptive Antwort des periimplantären Knochens auf mikromechanische Belastungen, sodass die stabile Knochenanlagerung beeinträchtigt wird⁷⁰.

Die klinische Evidenz zum Einfluss systemischer Glukokortikoide auf die Osseointegration ist uneinheitlich. Während einige klinische Studien keinen signifikanten Anstieg von Implantatverlusten berichten, weisen endokrinologische Systematic Reviews und experimentelle Studien auf eine dosis- und dauerabhängige Beeinträchtigung der Knochenzellfunktion hin, die sich in verminderter Osteoblastenaktivität, erhöhter Apoptose und gesteigerter Osteoklastogenese äußert^{71,72}. Klinisch sollten Patienten unter längerfristiger oder hochdosierter Therapie daher mit atraumatischer Chirurgie, spannungsfreiem Weichgewebsverschluss und einer defensiven Belastungsstrategie behandelt werden, um die frühe Osseointegration nicht zu gefährden⁷³. In diesem Kontext kann der Einsatz längenreduzierter Implantate als Alternative gegenüber ausgedehnten augmentativen Verfahren erwogen werden.

Antiresorptive Medikation

Antiresorptive Medikation hemmt den Knochenumbau, indem sie Osteoklastenfunktion und -überleben unterdrückt⁷⁴. Während experimentelle Daten auf eine mögliche Verlangsamung der Knochenneubildung an der Implantatoberfläche hinweisen, zeigen klinische Studien, dass orale Bisphosphonate in niedriger Dosierung zur Osteoporosetherapie das Implantatüberleben nicht signifikant beeinträchtigen⁷⁵. Bei Low-Dose-Therapie können Implantate bei sorgfältiger Planung, atraumatischer Technik und engmaschiger Nachsorge sicher inseriert werden⁷⁶. Im Gegensatz dazu ist bei Hochdosis- oder intravenösen Therapien in der Onkologie das Risiko einer medikamentenassoziierten Osteonekrose des Kiefers erheblich erhöht⁷⁷. Klinisch sind eine präoperative Sanierung, spannungsfreie Lappenführung und ein strukturiertes Recall essenziell. Der Einsatz ultrakurzer Implantate könnte in diesem Kontext Vorteile bieten, da das chirurgische Trauma minimiert wird und damit das Risiko für Wundheilungsstörungen und MRONJ sinkt. Zudem ist bei Osteoporose die Spongiosa häufig stärker kompromittiert als die Kortikalis, sodass die primär kortikale Verankerung von UKI in solchen Fällen biomechanisch günstig sein könnte.

Antidepressiva

Serotonin spielt eine zentrale Rolle in der Regulation des Knochenstoffwechsels⁷⁸. Es beeinflusst die Aktivität von Osteoblasten und Osteoklasten über spezifische Rezeptoren und Transporter, wobei peripheres Serotonin die Osteoklastogenese stimuliert, während zentrale serotonerge Signalwege die Knochenformation hemmen können⁷⁹. Selektive Serotonin-Wiederaufnahmehemmer (SSRI) blockieren den Serotonintransporter in Knochenzellen und führen dadurch zu einer reduzierten osteoblastären Aktivität und einer verminderten Neubildung mineralisierter Matrix. Tierexperimentelle Daten zeigen zusätzlich eine Zunahme osteoklastärer Aktivität und eine Hemmung der Osteoblastenfunktion unter SSRI⁸⁰. Aktuelle Studien zeigen, dass die Einnahme von SSRI mit einem etwa zweifach erhöhten Risiko für Implantatversagen assoziiert ist^{81,82}. Einzelne Kohortenanalysen deuten zudem auf substanzspezifische Unterschiede hin, wobei insbesondere Sertralin mit einem deutlich erhöhten Risiko verbunden war⁸³. Für die klinische Praxis bedeutet dies, dass Patientinnen und Patienten unter SSRI-Therapie als Risikogruppe einzustufen sind. Eine engmaschige Nachsorge, strikte Entzündungskontrolle und eine vorsichtige okklusale Belastungsplanung sind in diesem Kontext essenziell. Bei ultrakurzen Implantaten kann die reduzierte Kontaktfläche die Auswirkungen der durch SSRI beeinträchtigten Knochenneubildung verstärken, während die minimalinvasive Insertion das Risiko postoperativer Entzündungen bei den durch die SSRI entzündungsanfälligen Patienten senken könnte.

Protonenpumpeninhibitoren

Protonenpumpeninhibitoren (PPI) hemmen die Magensäuresekretion und reduzieren dadurch die intestinale Aufnahme von Calcium und Magnesium⁸⁴. Dies kann die Knochenmineralisation beeinträchtigen und über eine verminderte osteoklastäre Aktivität die Homöostase des Knochens stören⁸⁵. Epidemiologische Studien zeigen einen Zusammenhang zwischen langfristiger PPI-Einnahme und erhöhter Frakturrate^{86,87}. Für die Osseointegration dentaler Implantate ist die Evidenz bislang heterogen. Einige Arbeiten berichten ein erhöhtes Risiko für Implantatverluste bei PPI-Anwendern⁸⁸, während in adjustierten Analysen dieser Zusammenhang oft nicht mehr signifikant bleibt⁸⁹. Retrospektive Kohorten deuten zudem darauf hin, dass insbesondere Omeprazol, stärker mit Implantatversagen assoziiert sein könnten^{88,90}.

Dies deutet auf ein potenzielles Risiko hin, das klinisch vor allem dann bedeutsam wird, wenn weitere Faktoren wie SSRI, Nikotinkonsum oder parodontale Vorschädigung vorliegen. Bei ultrakurzen Implantaten kann die durch PPI beeinträchtigte Mineralisation auf der einen Seite besonders relevant sein, zugleich könnte ihre primäre Verankerung im kortikalen Knochen dazu beitragen, die möglichen negativen Effekte auf die Osseointegration teilweise zu kompensieren.

2.3. Behandlungsstrategien der dentalen Implantologie bei reduziertem Knochenangebot

2.3.1. Augmentationschirurgische Methoden

Die zuvor beschriebenen Defektkonfigurationen atrophierter Kiefer können auf zwei Arten für die Aufnahme dentaler Implantate genutzt werden. Die bisher am häufigsten angewandte Methode sind augmentationschirurgische Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion des Kieferknochens mit dem Ziel sein ursprüngliches Volumen oder zumindest ein für Standardimplantate ausreichendes Knochenvolumen zu regenerieren^{37,91}.

Die Alternative der Reduktion der Implantatdimensionen und konsekutiven Verzicht auf augmentationschirurgische Verfahren ist Gegenstand jüngerer Forschung^{92,93}.

Die ossäre Augmentationschirurgie kann in unterschiedliche Gruppen unterteilt werden.

- Horizontale Augmentation
- Vertikale Augmentation
- Dreidimensionale, kombiniert horizontale und vertikale Augmentationen

Hierbei kommen verschiedene Materialien zum Einsatz. Diese werden nach ihrer Verarbeitung und ihrem biologischen Ursprung klassifiziert.

Folgende Untergruppen werden unterschieden:

- Autologe Knochentransplantate
- Allogene Knochenersatzmaterialien
- Xenogene Knochenersatzmaterialien

Autologe Knochentransplantate stammen vom Patienten selbst. Sie stammen aus intraoralen oder extraoralen Entnahmestellen und zeichnen sich durch ihre osteogenen, osteoinduktiven und osteokonduktiven Eigenschaften aus. Je nach Defektgröße kommen Knochenblocktransplantate aus dem retromolaren Bereich, partikulierter Knochen oder Beckenkammpongiosa zum Einsatz⁹¹.

Allogene Knochenersatzmaterialien werden von humanen Spendern gewonnen und stammen oft aus Knochenbanken. Diese werden so aufbereitet, dass sie immunologisch mit dem Empfänger kompatibel sind. Allogene Materialien besitzen primär osteokonduktive Eigenschaften.

Im Gegensatz dazu werden xenogene Knochenersatzmaterialien aus tierischem Ursprung gewonnen, meist von bovinen oder porcinen Spendern. Sie durchlaufen umfangreiche industrielle Aufbereitungsmethoden zur Entfernung organischer Bestandteile, um ein rein mineralisiertes Gerüst zu hinterlassen, welches als osteokonduktive Matrix fungiert⁹¹.

Um ausreichend Knochenvolumen zu regenerieren ist nicht nur das Material, sondern auch das Operationsverfahren von Bedeutung. Hierbei muss ein möglichst bewegungsarmer, subperiostaler Raum geschaffen werden, in dem Knochentransplantate oder Knochenersatzmaterialien eingebracht werden können, die konsekutiv von den umliegenden Geweben vaskularisiert und zu ortsständigem Knochen umgebaut werden⁹⁴.

Dabei existieren unterschiedliche Konzepte zur Schaffung dieser Voraussetzungen. Allen gemeinsam ist, dass eine ausreichende Stabilität des Augmentates, eine ausreichende mikrozirkulatorische Ernährung und die biologische Kompatibilität des eingebrachten Knochenersatzmaterials obligat ist. Zur Schaffung eines bewegungsfreien Raumes, in dem das Augmentat einheilen kann, wurden verschiedenen Techniken entwickelt. Ein verbreitetes Operationsprotokoll hierfür sind Schalentechiken, bei welchen der Raum durch autologe Knochenplatten die zuvor aus andern Kieferabschnitten entnommen wurden, mittels Osteosyntheseschrauben befestigt werden, und der so entstandene Raum mit Knochenersatzmaterialien oder autologem Knochen aufgefüllt wird^{32,95}. Eine weitere Option stellt die sogenannte Guided Bone Regeneration dar. Hierbei wird die Stabilisierung des Augmentates durch ein Überspannen des Augmentates mit Membranen aus Kollagen, PTFE(Polytetrafluorethylen) oder Titan gewährleistet. Diese Membranen werden zumeist zusätzlich stabilisiert und fixiert.^{96,97} Augmentationschirurgische Maßnahmen bedürfen nicht nur der ossären Regeneration, sondern auch der suffizienten, plastischen Deckung mit den umliegenden Weichgeweben^{98,99}. Hierzu muss je nach Augmentationsumfang, besonders bei vertikalen und kombinierten Defekten, viel Weichgewebe mobilisiert werden, um das neue nun deutlich erhöhte Knochenvolumen suffizient zu bedecken. Der spannungsfreie Wundverschluss ist hierbei obligat⁹⁴. Durch zu hohen Zug auf Nähten und Wundränder ist ein Eröffnen der Wunde und konsekutiver Augmentatverlust wahrscheinlicher. Postoperative Dehiszenzen sind eine typische Komplikation, wenn ein spannungsfreier Wundverschluss nicht erreicht wird¹⁰⁰. Bei zuvor erfolgter Abdeckung mit Membranen, kann eine sekundäre Heilung der Wunde eintreten. Dies ist jedoch risikobehaftet und nicht prognostizierbar, insbesondere bei exponiertem Augmentatmaterial¹⁰¹. Der spannungsfreie Wundverschluss wird durch die Durchtrennung des Periostes und die folgende Spreizung des Weichgewebes erzielt¹⁰². Diese Maßnahmen verursachen je nach Umfang Hämatome, Schwellungen und postoperative Schmerzen. Darüber hinaus bürden sie Risiken der Verletzung umliegender Strukturen wie Nerven (Nervus lingualis) oder großen Gefäßen (A. facialis), die intra- und postoperativ zu starken Blutungskomplikationen oder Parästhesien und Anästhesien infolge verletzter nervaler Strukturen führen können. Diese Risiken und Komorbiditäten erklären, warum augmentationschirurgische Maßnahmen nur durch speziell ausgebildete und qualifizierte Operateure erfolgen sollten und dadurch nur einer verhältnismäßig kleinen Patientenpopulation mit kontrollierbarem Risiko zugänglich sind. Das unterstreicht erneut die

Wichtigkeit der Evaluation, ob dimensionsreduzierte und speziell längenreduzierten Implantate im atrophierten, nativen Knochen eine vergleichbar gute Behandlungsalternative zu umfangreichen augmentationschirurgischen Verfahren darstellen können.

2.3.2. Längenreduzierte Implantate (UKI)

Alternativ zur Augmentation des Knochenlagers, gewinnt die Reduktion der Implantatdimension zunehmend an Bedeutung. Ziel ist es, komplexe augmentative Eingriffe und deren Komplikationen zu vermeiden, insbesondere bei Patienten mit eingeschränkter Operationsfähigkeit oder hohem systemischen Risiko. Vertikale Augmentationen sind mit erhöhter Invasivität und Komplikationsraten wie Dehiscenz, Infektion und partiellem Augmentatverlust assoziiert¹⁰³. Darüber hinaus erfordert die Osseointegration augmentierter Areale oftmals verlängerte Einheilphasen, was zu einer funktionellen Einschränkung der Patienten über mehrere Monate führt. Insbesondere bei älteren oder vorerkrankten Patienten ist das Risiko für Komplikationen nach vertikalen Augmentationen signifikant erhöht¹⁰⁴. In diesem Zusammenhang stellen längenreduzierte Implantate eine valide Alternative dar. Ultra-kurze Implantate mit einer Länge von ≤ 6 mm bieten in nativen Knochenverhältnissen vergleichbare klinische Erfolgsraten wie Standardimplantate in augmentiertem Knochen, sofern sie unter kontrollierten Bedingungen inseriert werden¹⁰⁵⁻¹⁰⁷.

Vor diesem Hintergrund untersucht die vorliegende Studie den Einsatz von ultrakurzen Implantaten der Länge 5,2 mm als alternative Versorgungsoption im atrophierten Kiefer ohne zusätzliche Augmentation.

2.3.3. Mechanische Kompensation bei längenreduzierten Implantaten

Die mechanische Kompensation biomechanischer Nachteile stellt einen entscheidenden Faktor für die erfolgreiche Anwendung von längenreduzierten und ultra-kurzen Implantaten dar. Die funktionelle Belastung eines Implantates wird primär über die Implantatoberfläche auf den Knochen übertragen. Aufgrund der reduzierten Implantatlänge verringert sich die funktionelle Knochen-Implantat-Kontaktfläche, was zu einer erhöhten Druckbelastung im kortikalen Knochen führen kann. Um dieser Herausforderung zu begegnen, kommen verschiedene mechanische Strategien zum Einsatz.

Die Vergrößerung des Implantatdurchmessers gilt als etablierte Maßnahme, da die Belastung überwiegend im kortikalen Bereich an der Implantatschulter aufgenommen wird. Durch Erweiterung der lateralen Kontaktfläche, kann die Spannungsverteilung bei vertikaler und schräger Belastung verbessert und die Spannungsdichte reduziert werden.¹⁰⁸

Auch das Implantatdesign beeinflusst die biomechanische Lastübertragung. Konische Formen, selbstschneidende Gewinde sowie Plattform-Switching-Konzepte haben sich in biomechanischen Analysen als vorteilhaft erwiesen, da sie die Kraftverteilung gleichmäßiger

entlang des Implantatkörpers gestalten und Spannungsspitzen im kortikalen Bereich minimieren¹⁰⁹.

Darüber hinaus hat die Oberflächenbeschaffenheit des Implantates entscheidenden Einfluss auf die Osseointegration. Mikro- und nanostrukturierte Oberflächen fördern die Zelladhärenz und steigern die Stabilität des Implantats in der frühen Phase der Knochenheilung, was insbesondere bei kürzeren Implantaten mit eingeschränkter Insertionslänge von Bedeutung ist^{5,110}.

Auch prothetisch können Maßnahmen zur mechanischen Entlastung des periimplantären Knochens beitragen. Die Reduktion der Höckerneigung, die Vermeidung exzentrischer Belastungen sowie eine zentrisch statische Okklusion tragen dazu bei, laterale Scherkräfte zu minimieren und die axiale Belastung zu maximieren^{111,112}.

Als weitere Strategie hat sich die Verwendung mehrerer längenreduzierter Implantate in strategischer Verteilung als Verbund etabliert. Durch die Verteilung der Gesamtlast auf mehrere Einheiten lassen sich Hebelkräfte minimieren und das Risiko einer biomechanischen Überbelastung einzelner Implantate reduzieren. Besonders im posterioren Kiefer, wo vertikale Knochendimensionen oft limitiert sind, und erhöhte Kaubelastungen auftreten, kann die Platzierung mehrerer Implantate in paralleler oder triangulärer Position die statische und dynamische Belastbarkeit der prothetischen Versorgung verbessern¹¹³.

2.3.4. Belastungszeitpunkte

Die Auswahl geeigneter Belastungsprotokolle beeinflusst maßgeblich den langfristigen Erfolg einer implantatprothetischen Versorgung¹¹⁴. Die individuelle klinische Situation, die Knochenqualität und -quantität, sowie die Primärstabilität sind in diesem Entscheidungsprozess zu berücksichtigen. Es werden zeitlich drei Belastungsoptionen unterschieden, die Sofortbelastung, die Frühbelastung und die Spätbelastung.

Die Belastung eines Implantates mittels Zahnersatzes mit Okklusionskontakt innerhalb von 48 bis 72 Stunden nach Insertion wird als funktionelle Sofortbelastung bezeichnet. Dieses Vorgehen setzt eine Insertion mit mindestens 30–35 Ncm und idealerweise einen ISQ-Wert über 60 voraus¹¹⁵. Ziel ist eine möglichst axiale Belastung, da laterale Kräfte das Risiko frühzeitiger Implantatverluste erhöhen können¹¹⁶. Diese Belastungsform kann insbesondere intraforaminär im Unterkiefer oder im Rahmen verschiedener Sofortversorgungskonzepte eingesetzt werden. Wird Zahnersatz innerhalb dieses Zeitrahmens eingebracht, der keine okklusale Kontakte aufweist, spricht man von einer nicht funktionellen Sofortbelastung.

Die Frühbelastung beschreibt die funktionelle Belastung des Implantates innerhalb von zwei Wochen bis zwei Monaten postoperativ. Sie wird bei stabilen Knochenverhältnissen gewählt, wenn keine weiteren regenerativen Maßnahmen erforderlich sind¹¹⁷.

Die Spätbelastung, welche eine Einheilphase von mindestens drei Monaten im Unterkiefer und sechs Monaten im Oberkiefer voraussetzt, gilt weiterhin als Standardverfahren, insbesondere in kompromittierten Fällen³⁸.

Bei ultrakurzen Implantaten mit einer Länge von 6 mm oder weniger, wie sie in der vorliegenden Studie verwendet wurden, wird meist eine Spätbelastung bevorzugt. Diese Strategie beruht auf biomechanischen Überlegungen und klinischen Langzeitdaten, die zeigen, dass eine verlängerte Einheilzeit für die Osseointegration und langfristige Stabilität entscheidend sein kann¹⁰⁷. Die Wahl des Belastungsprotokolls ist somit eng mit dem Implantatdesign, der Knochensituation und der mechanischen Belastung verknüpft.

2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Die grundlegende Forschungsfrage dieser retrospektiven Studie lautete: Existieren signifikante Unterschiede in der Entwicklung des marginalen Knochenniveaus, sowie der Knochendichte zwischen 5,2 mm ultra-kurzen Implantaten in nativem Knochen und 8-14 mm langen Standardimplantaten in augmentiertem Knochen und nehmen diese Einfluss auf den Langzeit Erfolg der Implantate?

Die Nullhypothesen umfassten folgende Annahmen:

- Es existiert ein signifikanter Unterschied in der Entwicklung des marginalen Knochenniveaus (MBL) zwischen 5,2 mm langen Implantaten, die in nativem Knochen inseriert wurden und 8-14 mm langen Implantaten, welche in augmentiertem Knochen inseriert wurden.
- Es existiert ein signifikanter Unterschied in der Entwicklung der Knochendichte (GSV) zwischen 5,2 mm langen Implantaten, die in nativem Knochen inseriert wurden und 8-14 mm langen Implantaten, welche in augmentiertem Knochen inseriert wurden.

Weitere Subgruppenanalysen wurden durchgeführt, um eine detailliertere Abbildung der Faktoren zu ermöglichen, die potenziell Einfluss auf die Langzeitentwicklung des marginalen Knochenniveaus und der Knochendichte nehmen. Um dies zu quantifizieren wurden Subgruppenanalysen zur Verblockung der prothetischen Versorgung und des Verhältnisses zwischen Kronen und Implantatlänge durchgeführt.

3. Material und Methoden

3.1. Patientenauswahl

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden die Daten von 53 Patienten ausgewertet, bei denen 78 ultra-kurze 5,2 mm Implantate inseriert wurden. Außerdem wurde bei jedem Patienten ein SLI inseriert. Die Implantationen erfolgten zwischen 2017 und 2021. Im Rahmen des routinemäßigen Recalls der Praxis wurden zur Verlaufskontrolle Röntgenaufnahmen angefertigt. Zusätzlich wurde die Raucheranamnese erhoben, welche wie folgt unterteilt wurde: Nichtraucher, leichter Raucher (<10 Zigaretten pro Tag) und starker Raucher (≥10 Zigaretten pro Tag).

Einschlusskriterien der Studie:

- Vorliegen eines Röntgenbildes zum Zeitpunkt der Implantation und Vorhandensein der Kontrollröntgenbilder
- Vorliegende Indikation zur Implantation eines längenreduzierten Implantates der Länge 5,2 mm aufgrund fehlendem vertikalen Knochenangebotes
- Vorliegende Indikation zur Implantation eines Standardlängenimplantates als Kontrollgruppe, wenn beim gleichen Patienten zeitgleich auch ein längenreduziertes Implantat gesetzt wurde

Ausschlusskriterien der Studie:

- Unbehandelte Parodontitis
- Instabiler Diabetes mellitus Typ 1 und Typ 2 (HBA1c >10)
- Immunsupprimierte Patienten
- Patienten in aktiver, oder nach erfolgter Radio-, oder Chemotherapie
- Intravenöse antiresorptive Therapie

3.1.1. Patientenkollektiv

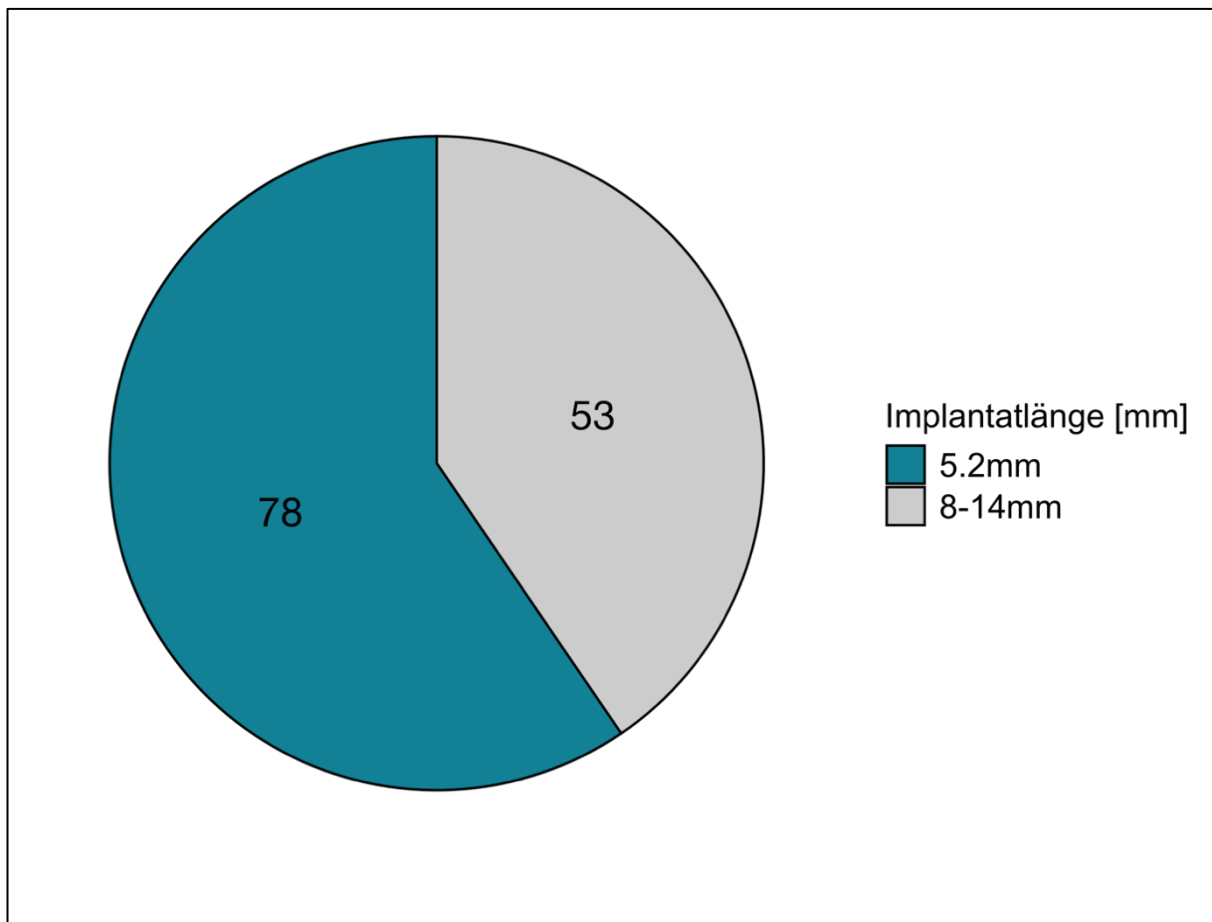


Abbildung 3: Anteile der Implantatlängen an der Gesamtzahl der Implantate

Das Patientenkollektiv umfasst 53 Patienten, die mit insgesamt 131 Implantaten versorgt wurden. Die Implantationen fanden zwischen Oktober 2017 und Oktober 2021 statt. 78 ultra-kurze Implantate (CopaSky [5,2 mm] / Bredent medical GmbH & Co.KG) und 53 Standardimplantate (SKYclassic [8-14 mm] Bredent medical GmbH & Co.KG) wurden in diesem Zeitraum inseriert. Die Standardlängenimplantate wurden in augmentiertem, vertikal defizientem Knochen inseriert, die ultra-kurzen 5,2 mm Implantate in nativem Knochen.

3.1.2. Falldarstellung Implantation ultra-kurzer Implantate

Am 28.07.2020 stellte sich eine 79-jährige Patientin in der Praxis Dr. Bayer und Kollegen in Landsberg am Lech vor. Die Anamnese ergab einen Zigarettenkonsum von weniger als 10 Zigaretten pro Tag. Die Patientin äußerte den Wunsch nach einer möglichst wenig invasiven Operation. Nach Abwägung der therapeutischen Optionen und Aufklärung der peri-, postoperativen, sowie Langzeit-Risiken erfolgte die Implantation des 5,2 mm langen Implantates in Regio 016. Da die Wahl auf ein ultra-kurzes Implantat fiel, konnte auf den bei einer Standardlänge sonst notwendigen Sinuslift verzichtet werden.



Abbildung 5: Präoperative Röntgenaufnahme

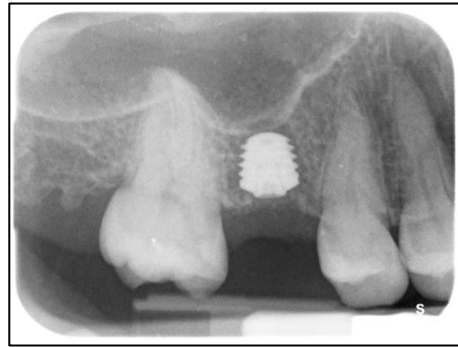


Abbildung 4: Postoperative Röntgenkontrolle nach Implantatinserterion

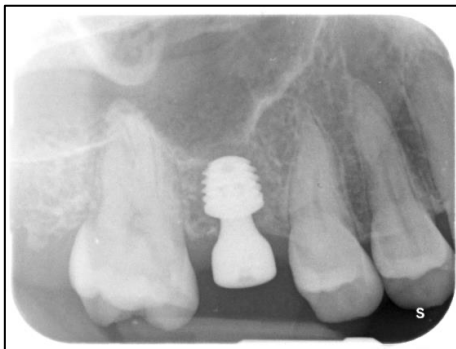


Abbildung 6: Postoperative Röntgenkontrolle nach Freilegung



Abbildung 7: Befund intraoral 1 Woche nach Freilegung

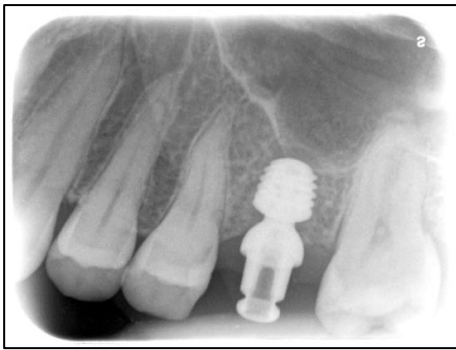


Abbildung 8: Röntgenbild nach Einbringen des Scanbodys

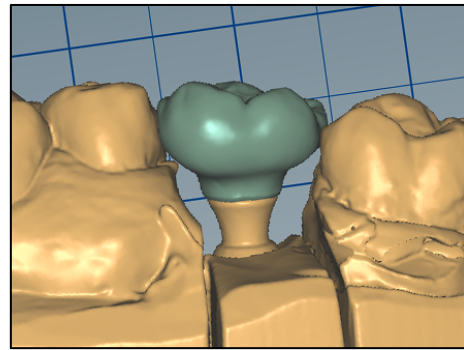


Abbildung 9: CAD-Design der Implantatkrone



Abbildung 10: Implantatkrone



Abbildung 11: Implantatkrone in situ von okklusal



Abbildung 12: Implantatkrone in situ von vestibulär

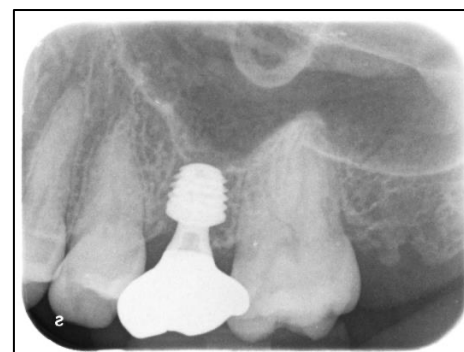


Abbildung 13: Röntgenbild 365 Tage postoperativ

3.1.3. Implantatdurchmesser

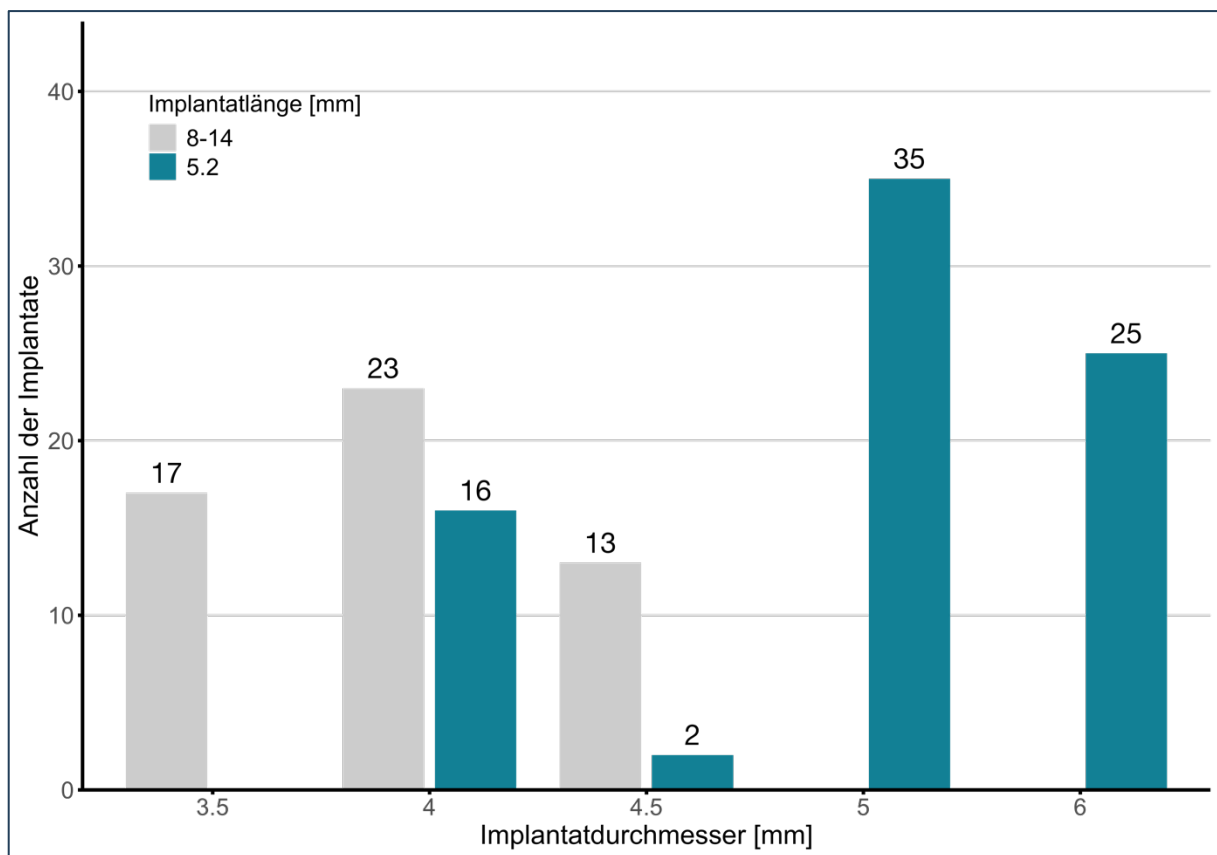


Abbildung 14: Implantatdurchmesser nach Implantatlänge

Der Großteil der inserierten längenreduzierten Implantate hatte einen Durchmesser größer oder gleich 5 mm (77%). Dies ist dadurch zu begründen, dass die ultra-kurzen Implantate zumeist in vertikal defizientem Knochen inseriert wurden, in der horizontalen Knochenausprägung jedoch keine Defizite aufgewiesen haben. Um eine möglichst große Kontaktfläche zwischen der Implantatoberfläche und dem periimplantären Knochen zu erzielen, wurden daher bewusst große Implantatdurchmesser gewählt.

3.1.4. Lokalisation der Implantate nach Kiefer und Kieferabschnitt

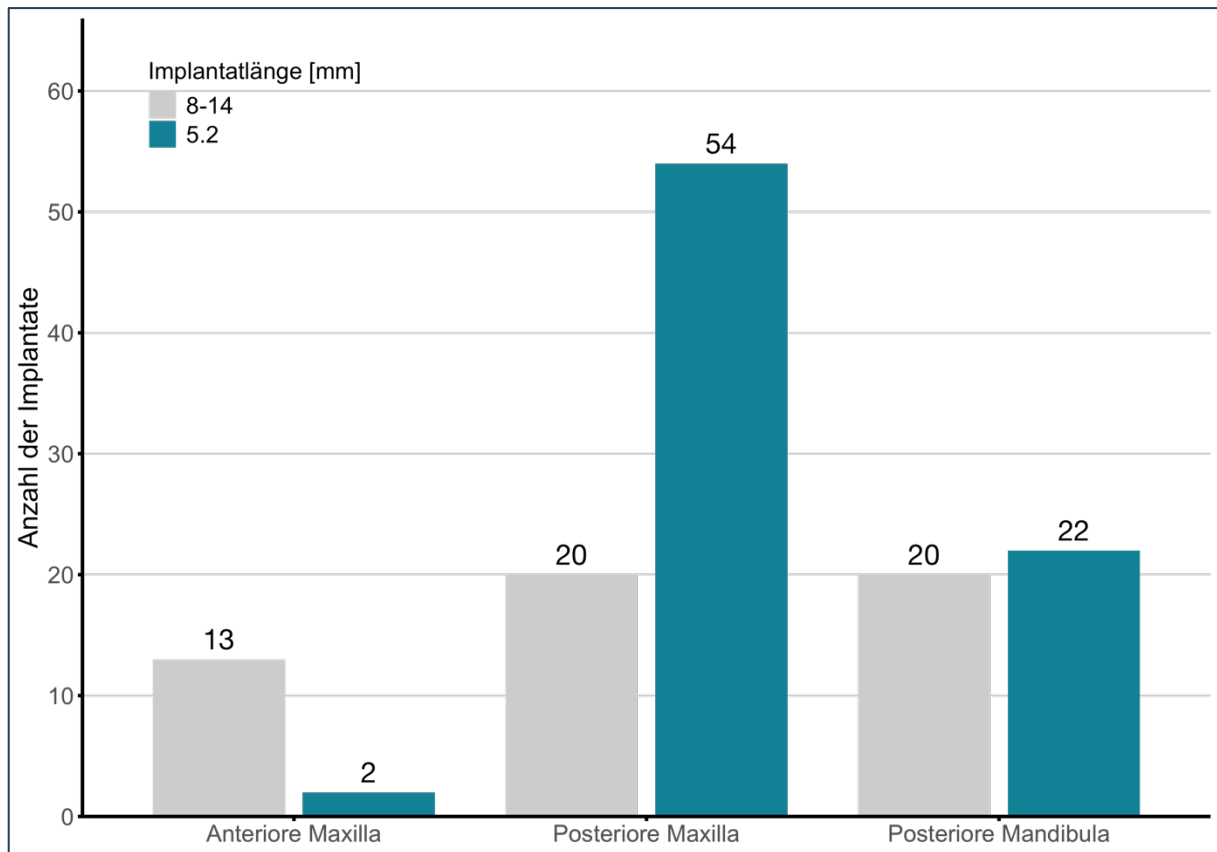


Abbildung 15: Lokalisation der Implantate nach Kieferabschnitt und nach Implantatlänge

Insgesamt 89 Implantate wurden in der Maxilla und 42 Implantate in der Mandibula inseriert. Sowohl die Standardimplantate (62%), als auch die ultra-kurzen Implantate (72%) wurden überwiegend in der Maxilla inseriert.

Die Kiefer wurden zur weiteren Präzisierung der Lokalisation der Implantate in einen anterioren und einen posterioren Bereich unterteilt. Hierbei gilt der Front-Eckzahn-Bereich als anterior und der Prämolaren-Molarenbereich als posterior. Die ultra-kurzen Implantate wurden überwiegend (97%) im posterioren Kieferabschnitt inseriert, während 25% der Standardimplantate in der anterioren Maxilla inseriert wurde. In der anterioren Mandibula wurden im Rahmen dieser Studie keine Implantate inseriert.

3.1.5. Art der prothetischen Versorgung

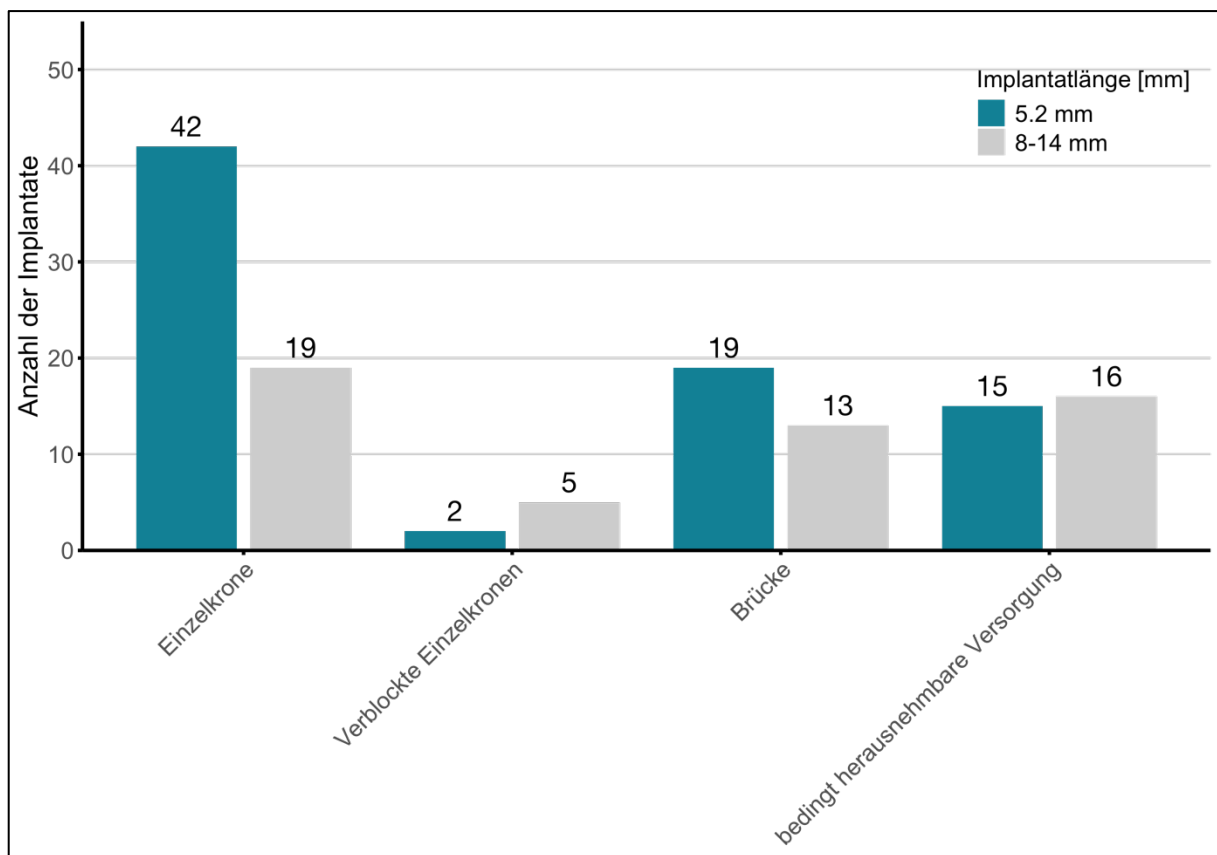


Abbildung 16: Art der prothetischen Versorgung nach Implantatlänge

Die Art der prothetischen Versorgung unterteilte sich in Einzelkronen, verblockte Einzelkronen, Brücken, sowie bedingt abnehmbare Versorgung. Die längenreduzierten Implantate wurden überwiegend (54%) mit einer Einzelkrone versorgt, während die Implantate der Kontrollgruppe gleichermaßen mit Einzelkronen (36%), Brücken (25%), als auch bedingt abnehmbaren Versorgung (30%) versorgt wurden.

3.1.6. Verblockung

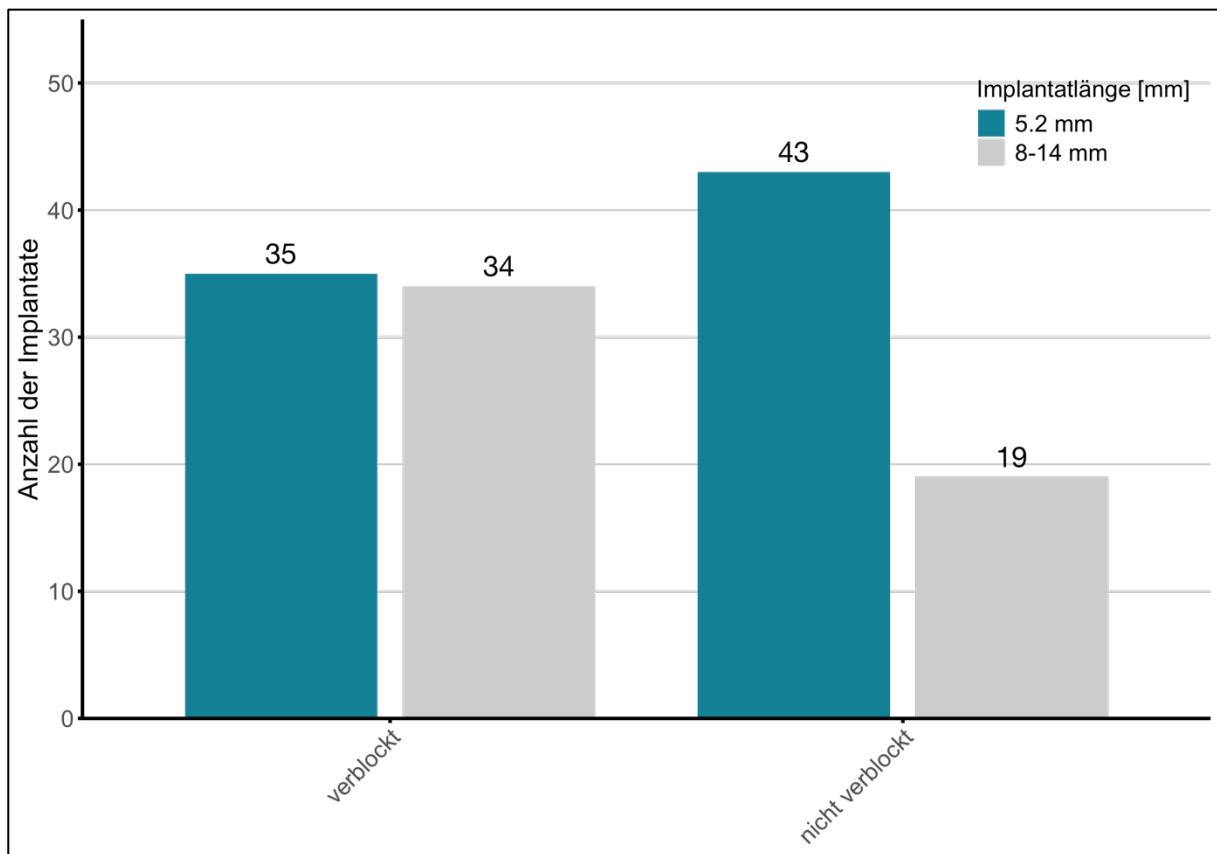


Abbildung 17 Verteilung des Verblockungszustandes der prothetischen Restauration nach Implantatlänge

In der Testgruppe fanden sich zu gleichen Teilen verblockte (45%) und nicht verblockte (55%) Implantate, während bei der Kontrollgruppe die Implantate überwiegend nicht verblockt vorlagen (64%).

3.1.7. Länge der Implantatkrone

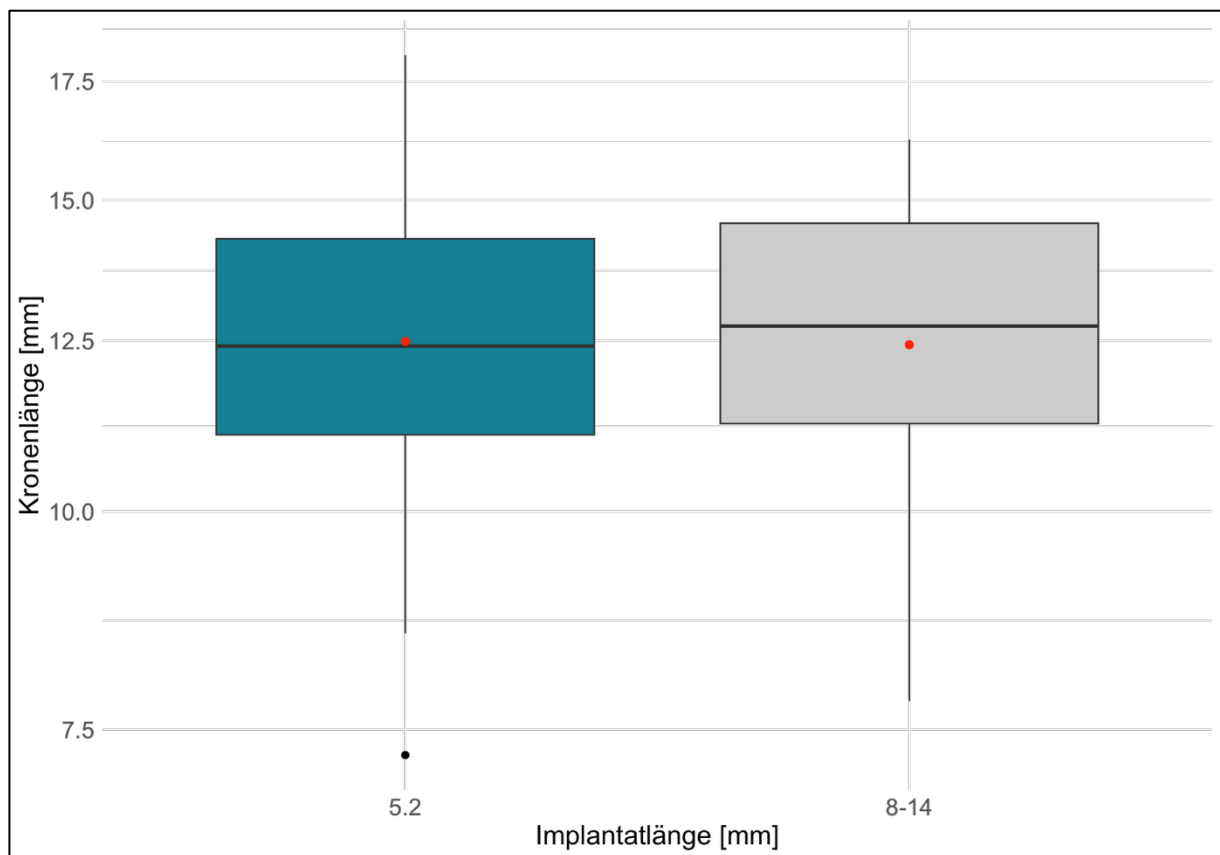


Abbildung 18: Verteilung Implantatkrone nach Implantatlänge

Die durchschnittliche Kronenlänge der längenreduzierten Implantate betrug $12,7 \text{ mm} \pm 2,26 \text{ mm}$ und die der Standard Längen Implantate $12,7 \text{ mm} \pm 2,34 \text{ mm}$.

3.1.8. Raucher

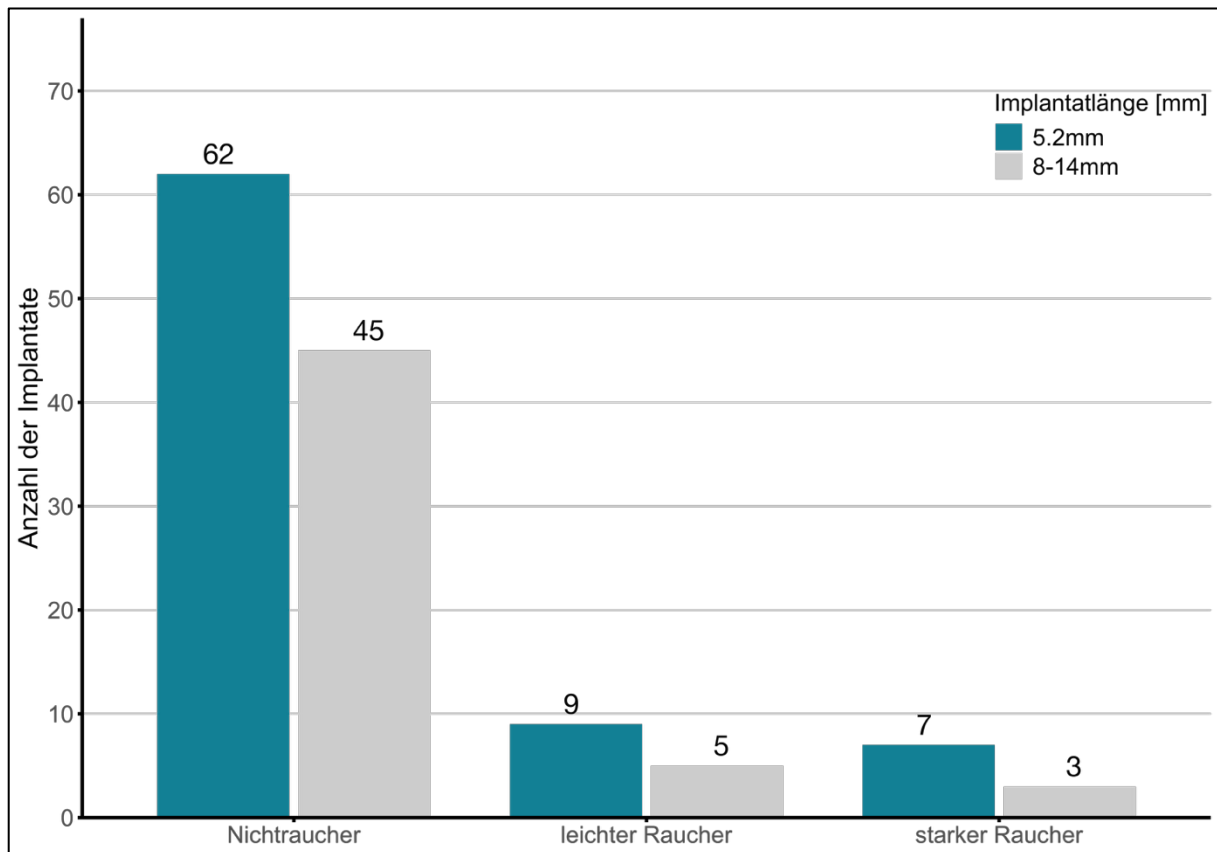


Abbildung 19: Nikotinanamnese nach Implantatlänge

79% der ultra-kurzen Implantate wurden bei Nichtrauchern inseriert, 11% bei leichten Rauchern und 10% bei starken Rauchern. Rauchen wurde nicht als Ausschlusskriterium definiert. In der Kontrollgruppe wurden 84 % bei Nichtrauchern, 9 % bei leichten Rauchern und 7 % bei starken Rauchern inseriert.

3.2. Untersuchungsprotokoll

Die Namen der Patienten, das Alter, Geschlecht sowie die Anamnese wurde mittels der Praxisverwaltungssoftware der Praxis Dr. Bayer und Kollegen (Charly by Solutio, solutio GmbH & Co. KG, Holzgerlingen) erfasst und in Excel übertragen. Um eine suffiziente Anonymisierung der Patientendaten zu gewährleisten, folgte der deskriptiven Datenerhebung ein standardisierter Anonymisierungsprozess. Dabei wurde jedem Patienten eine vierstellige Patienten Identifikationsnummer (Patient_ID), sowie eine vierstellige Implantat Identifikationsnummer (Implant_ID) für jedes Implantat, zugewiesen.

Anhand der Patientenakte und der Operationsdokumentation wurden die Implantatlänge, Durchmesser, Operationsdatum, Datum der Implantatfreilegung, Datum und Art der prothetischen Versorgung und Datum des letzten verfügbaren Recalls, sowie aller Nachuntersuchungen, zu denen eine Röntgenaufnahme angefertigt wurde, dokumentiert. Weiterhin wurde die Nikotinanamnese erhoben. Ebenso wurden schwerwiegende Allgemeinerkrankungen, Chemotherapien, Radiatio, antiresorptive Therapie und Immunsuppression dokumentiert.

3.3. Radiologische Auswertung

Die in dieser Studie ausgewerteten intraoralen Röntgenbilder, wurden in Rechtwinkeltechnik unter Verwendung von Röntgenhaltern erstellt. In Ausnahmefällen wurden Panoramaschichtaufnahmen angefertigt. Jedes Röntgenbild wurde vorab auf Auswertbarkeit untersucht. Nur artefaktfreie Röntgenaufnahmen ohne Verzerrungen wurden zur Auswertung herangezogen. Um das marginale Knochenniveau, sowie die Grauwerte zu erfassen, wurden die Röntgenbilder dann aus Sidexis (Dentsply Sirona) im TIFF-Format exportiert.

Zunächst wurden die Röntgenbilder in Ordnern mit der Patienten Identifikationsnummer und Subordnern mit der Implantat Identifikationsnummer abgelegt und den Evaluatoren zur Verfügung gestellt. Diese Ordner wurden dann per automatisierter Makrofunktion die im Zuge dieser Studie als standard operating procedure konzipiert und programmiert wurde, in Fiji (2.14.0; Schindelin et al., University of Wisconsin–Madison, WI, USA) eingelesen, durch die Funktion „StackReg“ überlagert und ausgerichtet. Dabei wurde der Bildbereich so angepasst, sodass der Bezugspunkt „Implantat“ auf allen Bildern in gleichem Winkel und gleicher Vergrößerung zur Verfügung stand um eine suffiziente Auswertung des marginalen Knochenniveaus (marginal bone level - MBL) und der Grauwerte (Grayscale value - GSV) zu gewährleisten. Alle Röntgenbilder wurden in das 8 Bit Graustufenformat transformiert um die Evaluation der Grauwerte zwischen 0-255 zu ermöglichen.

3.3.1. Bestimmung des periimplantären Knochenniveaus

Um das marginale Knochenniveau zu bestimmen, wurde der DIB-Wert (Distance Implant to Bone) verwendet. Dieser wurde von Buser et al. 1997¹¹⁸ als standardisiertes Mittel zur Erfassung des horizontalen Knochenniveaus beschreiben und wird seither verwendet, um Änderungen in der vertikalen Dimension marginalen Knochenniveaus zu quantifizieren¹¹⁹. Der DIB-Wert wird ermittelt, indem das Bild zunächst in der Bildverarbeitungssoftware Fiji durchgeführt, ausgerichtet wird. Folgend wird die Implantatschulter als oberster Referenzpunkt der Implantatausdehnung markiert. Alle weiteren Messwerte werden durch die Implantatlänge kalibriert. Dabei wird eine Linie ausgehend der Implantat-Abutment-Verbindung zum Implantat Apex gezogen und mittels der „Set Scale“-Funktion durch die bekannte Implantatlänge ersetzt. Folgend wird die nun kalibrierte Messung der Distanz zwischen der Implantatschulter und dem ersten Kontakt zwischen der Implantatoberfläche und dem marginalen Knochen vorgenommen. Dieser Wert wird in Excel übertragen und mit einem negativen Vorzeichen versehen. Sofern der marginale Knochen über der Implantatschulter liegt, verbleibt das positive Vorzeichen. In der Datenerfassung wurde dieser Wert durch die Variable MBL (Marginal Bone Level) beschrieben.

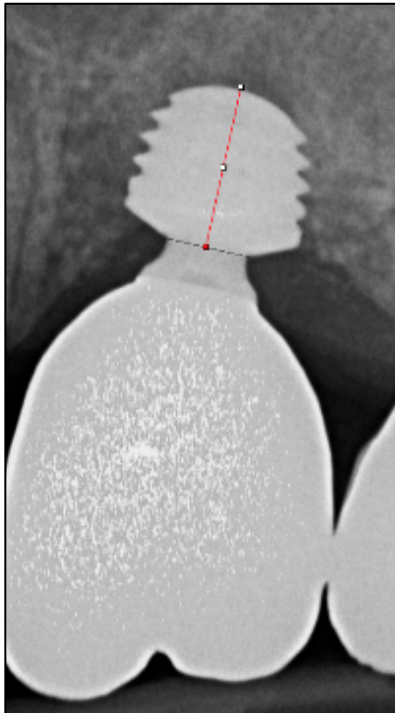


Abbildung 20: Messung der Implantatlänge zur Kalibrierung des Röntgenbildes

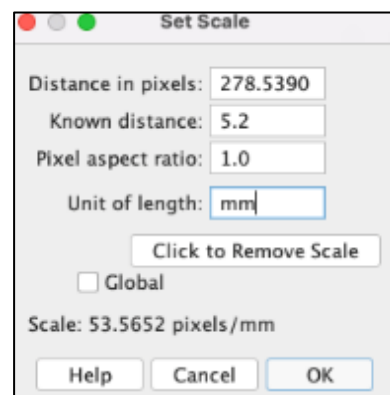


Abbildung 21: Kalibrierung der Messung mithilfe der "Set Scale" Funktion und der bekannten Implantatlänge

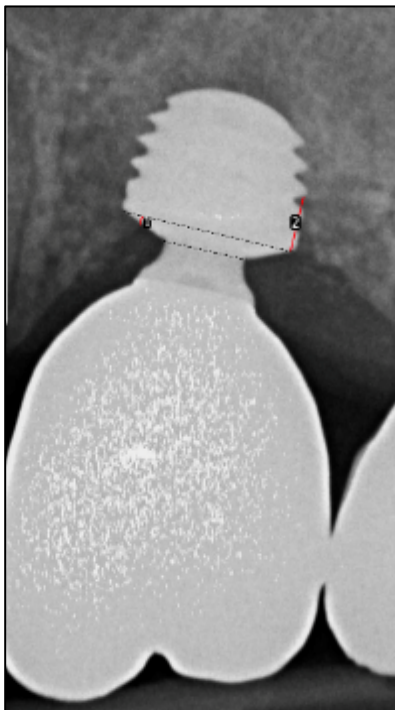


Abbildung 22: Messung der Distanz der Implantatschulter bis zum ersten Implantat-Knochen-Kontakt

3.3.2. Bestimmung der periimplantären Knochendichte mittels Grauwertmessung

Zwei unabhängige Bewerter dokumentierten die Graustufenwerte (GSV). Für jede Röntgenaufnahme wurden drei interessierende Bereiche ($a_{1/2/3}$) ausgewählt, um die periimplantäre Knochendichte zu beurteilen (jeweils mesial und distal auf halber Implantatlänge und apikal), und mindestens zwei Kalibrierungsbereiche ($c_{1/2}$) pro Bild wurden markiert (Abbildung 23).

Zusätzlich wurde eine automatisierte Normierung des Ausgangs-Graustufenwerts (bGSV) durchgeführt. Der bGSV wurde auf Grundlage der ersten Röntgenaufnahme bestimmt, sodass die Graustufenverteilung der nachfolgenden Aufnahmen an den Ausgangswert des ersten Bildes angepasst werden konnte.

Um die Messstreuung zu minimieren, wurde ein standardisierter Auswertungsalgorithmus in Excel programmiert. Zunächst wurde ein Kalibrierungsfaktor K_n berechnet, basierend auf dem Mittelwert der Referenzbereiche ($C_{1/2}$), die an Füllungen, Zahnschmelz oder Dentin festgelegt wurden. Der Mittelwert wurde aus den Aufnahmen zu den Zeitpunkten T_0 und $n = T_{1/2}$ berechnet. In der Formel steht T_0 für die Implantation, $n = T_1$ für die prothetische Versorgung und $n = T_2$ für die letzte verfügbare Kontrollaufnahme zur Bestimmung des Graustufenwerts.

Der Ausgangs-Graustufenwert ($bGSV_n$) vom Zeitpunkt $n=T_{1/2}$ wurde anschließend mit dem jeweiligen Kalibrierungsfaktor K_n multipliziert.

$$K_n = \frac{\left(\frac{C_{1T_0}}{C_{1n}} + \frac{C_{2T_0}}{C_{2n}} \right)}{2}$$

Der Ausgangs-Graustufenwert ($bGSV_n$) vom Zeitpunkt $n=T_1/T_2$ wurde anschließend mit dem jeweiligen Kalibrierungsfaktor K_n multipliziert.

$$bGSV_n \times K_n = kGSV_n$$

Durch dieses Mittelwertverfahren wurde die Messvarianz reduziert, was eine genauere Analyse der Knochendichte ermöglichte. Die GSV der interessierenden Bereiche wurde dann unter Verwendung des kalibrierten Graustufenwerts ($kGSV_n$) bestimmt.

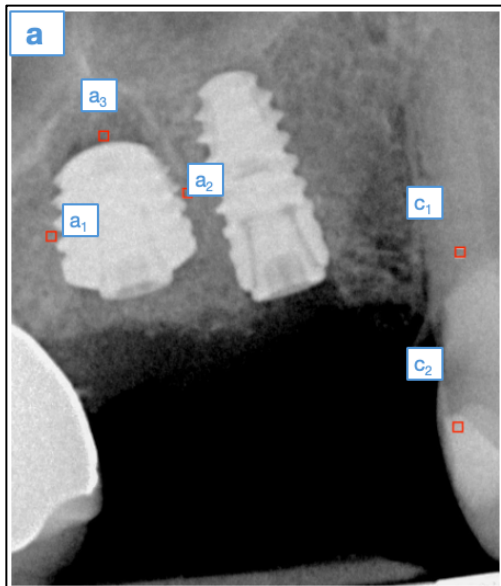


Abbildung 23: bGSV Messung der AOIs (a_1, a_2, a_3) und der Kalibrierungsbereiche (c_1, c_2) zum Zeitpunkt $T=0$

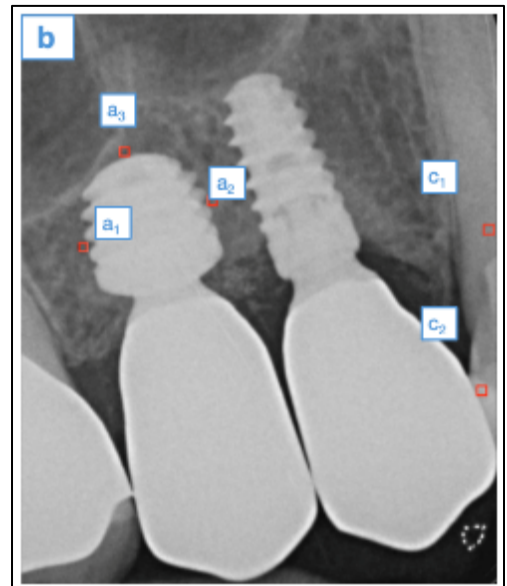


Abbildung 24: bGSV Messung zum Zeitpunkt $T=1$.

3.3.3. Bestimmung der Crown-Implant-Ratio

Zur Bestimmung der Crown-Implant-Ratio wurde zunächst das Röntgenbild mittels der bekannten Implantatlänge kalibriert. Danach wurde die Kronenlänge vermessen. Als unterer Referenzpunkt diente dabei der Implantat-Abutmentübergang und als oberer Referenzpunkt der höchste funktionelle Höcker bzw. die Inzisalkante der Krone. Anschließend wurde die Kronenlänge durch die Implantatlänge dividiert.

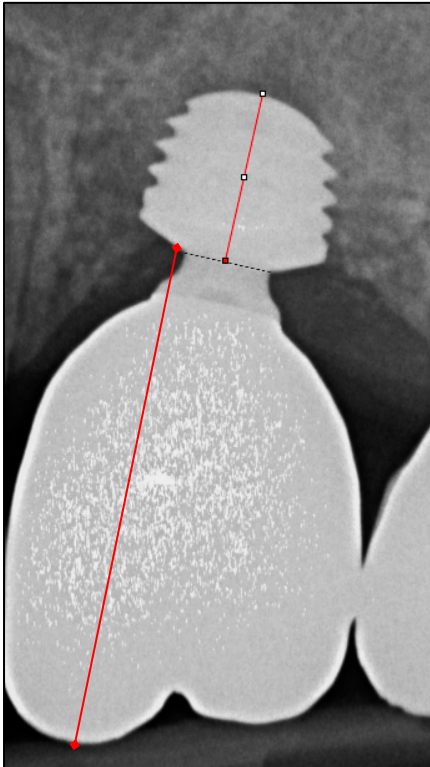


Abbildung 25: Messung der Kronenlänge zur Bestimmung der C/I-Ratio

3.4. Statistische Methoden

3.4.1. Sicherung der Datenqualität und Konformität mit geltenden Vorschriften der Hochschule und Ethikkommission

Vor Beginn der Datenerhebung und der statistischen Auswertung wurde die Universität zu Köln, sowie deren Graduiertenhochschule Zahnmedizin und Medizin über das Promotionsvorhaben informiert. Hierzu wurden die formalen Voraussetzungen und Meldungen von retrospektiven Forschungsvorhaben an Daten von Menschen erfüllt. Weiterhin wurden datenschutzrechtliche Fragestellungen erörtert und festgehalten, dass die Patientendaten im Zuge der Datenerhebung pseudonymisiert werden sollen. Dies konnte durch Verwendung der Karteinummern anstelle der Namen der Patienten sichergestellt werden. Jedem Patienten wurde eine entsprechende Patienten Identifikationsnummer und jedem Implantat eine Implantat Identifikationsnummer zugewiesen. Des Weiteren wurde der Datenschutzbeauftragte der Praxis, in welcher die Daten erhoben wurden, über das retrospektive Forschungsvorhaben unterrichtet und begleitete dieses stets.

Um die Qualität der Datenerhebung zu quantifizieren, wurde der Interclass Correlation Coefficient (ICC) bestimmt. Dieser ist geeignet, um die Übereinstimmung zwischen numerischen Messwerten zwischen zwei Evaluatoren zu ermitteln. Der ICC wird als absoluter Wert angegeben und kann wie folgt eingeteilt werden

- 0-0.5 schlechte Übereinstimmung
- 0.5-0.7 mittlere Übereinstimmung
- 0.7-0.8 hohe Übereinstimmung
- 0.8-0.99 sehr hohe Übereinstimmung
- 1 exakte Übereinstimmung

Die ICC-Werte, die im Zuge dieser Studie ermittelt werden konnten, lagen ausnahmslos im Bereich der sehr hohen Übereinstimmung. Dies wird unter anderem auf die hochgradig standardisierten Datenerhebungsprotokolle zurückgeführt, die im Zuge der Studie entwickelt wurden. Durch die standardisierte Ausrichtung, Vergrößerung und Grauwertoptimierung der Röntgenbilder, sowie die standardisierte Einzeichnung der „Areas of Interest“ (AOI) und der Kalibrierungsfelder AOIs ($c_{1/2}$) mit einer festgelegten Größe von 18x18 Pixeln sind keine signifikanten Abweichungen in der Datenerhebung festzustellen gewesen. Die ICC-Werte werden im Ergebnisteil weitergehend präsentiert.

3.4.2. Statistische Auswertung

Die deskriptive Datenerhebung erfolgte durch die Messung des periimplantären Knochenniveaus (MBL) und der Graustufenwerte (GSV), die anschließend in Excel übertragen wurden. Zwei unabhängige, verblindete Untersucher führten die Messungen durch, nachdem sie mithilfe standardisierter Fälle geschult und kalibriert wurden. Die Daten wurden zunächst im Wide-Format in Excel erfasst. Anschließend wurde der Datensatz in R Studio importiert und in das Long-Format umgewandelt, um die Analyse mithilfe eines linearen gemischten Modells zu ermöglichen.

Die Wahl eines linearen gemischten Modells ist durch die unregelmäßigen Nachuntersuchungsintervalle begründet, die sich aus der heterogenen Datenstruktur und den unterschiedlichen Zeitpunkten der radiologischen Aufnahmen ergeben. Zur Analyse der Veränderungen von ΔMBL und ΔGSV über die Zeit wurde ein Fixed-Effects-Modell angewendet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Die Nullhypothesen beinhalteten die Annahme, dass es signifikante Unterschiede in der Entwicklung des marginalen Knochenniveaus (MBL) und der Knochendichte (GSV) im periimplantären Knochen über die Zeit in Abhängigkeit von der Implantatlänge gibt.

Die statistische Auswertung erfolgte in Eigenleistung. Hierzu wurden in R Studio für die individuellen Subgruppen der Forschungsfrage Codes erstellt, um die Datensätze auszuwerten und zu visualisieren.

4. Ergebnisse

Die durchschnittliche Nachbeobachtungszeit betrug 38 Monate, mit einer maximalen Dauer von 64 Monaten. Insgesamt wurden 131 Implantate hinsichtlich Veränderungen des periimplantären Knochenniveaus (MBL) und der Graustufenwerte (GSV), die als Maß für die Knochendichte dienen, untersucht.

Ein hochsignifikanter Unterschied des periimplantären Knochenniveaus (ΔMBL) wurde in Abhängigkeit von der Implantatlänge festgestellt ($p = 0,001$). In der Gruppe der ultra-kurzen Implantate (5,2 mm) betrug ΔMBL über die Zeit $-0,61 \pm 0,93$ mm, während es in der Kontrollgruppe (8-14 mm) $-1,11 \pm 1,26$ mm betrug.

Um zu ermitteln, ob sich die Graustufenwerte (GSV) als Maß für die Knochendichte im Zeitverlauf zwischen ultra-kurzen und Standardimplantaten signifikant verändert haben, wurde die durchschnittliche Veränderung des GSV (ΔGSV) aus den mesialen, distalen und apikalen Messungen der zuvor markierten Bereiche berechnet. Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied im ΔGSV zwischen der Gruppe mit ultra-kurzen Implantaten (5,2 mm) und der Gruppe mit Standardimplantaten (8-14 mm) ($p = 0,009$). Dies deutet darauf hin, dass die Implantatlänge die Veränderungen der periimplantären Knochendichte beeinflusst, was einen deutlichen Anstieg der Knochendichte belegt und durch den durchschnittlichen ΔGSV von $3,26 \pm 20,52$ in dieser Kohorte unterstrichen wird. Im Gegensatz dazu zeigte die Kontrollgruppe mit Standardimplantaten in augmentiertem Knochen einen durchschnittlichen ΔGSV von $-0,76 \pm 21,59$, was auf eine Tendenz zu abnehmender Knochendichte im Zeitverlauf hinweist.

4.1. Kontrolle der Ergebnisqualität

Um die Messstreuung zu bestimmen und den Analysealgorithmus mithilfe von Fiji zu validieren, wurde der Interclass Correlation Coefficient (ICC) für die erfassten Datenreihen berechnet, um das Maß der Übereinstimmung zwischen den Evaluatoren zu quantifizieren. Der ICC für ΔMBL betrug 0,986 ($p < 0,001$), mit einem 95%-Konfidenzintervall von [0,968; 0,992] (Abb. 25), und für ΔGSV betrug er 0,981 ($p < 0,001$), mit einem 95%-Konfidenzintervall von [0,972; 0,986] (Abb. 26). Die Abweichungen in den Messwerten sind in Abbildung 9 dargestellt, wobei die Punkte die Mittelwerte der beiden Bewerter darstellen, während die Regressionslinie die ideale Übereinstimmung bei ICC = 1 anzeigt. Es zeigte sich eine signifikante Bündelung der Messwerte um die ideale Übereinstimmungslinie.

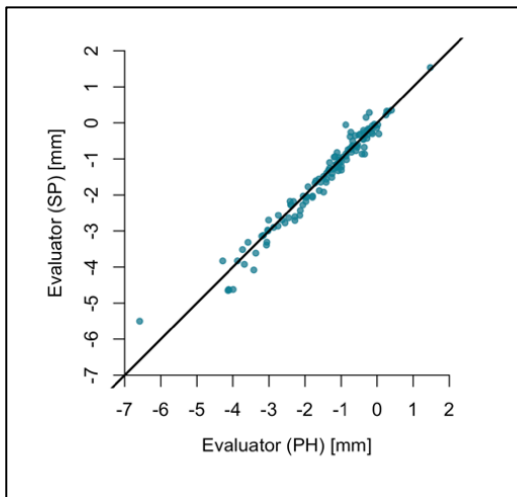


Abbildung 26: ICC für Datenerhebung ΔMBL

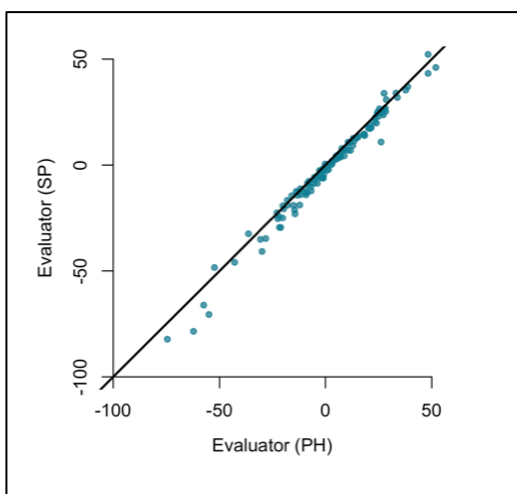


Abbildung 27: ICC für Datenerhebung ΔGSV

Die beiden Abbildungen (Abb. 25,26) visualisieren den Interclass Correlation Coefficient (ICC). Dieses zuvor beschriebene Maß für die Übereinstimmung zwischen den von zwei unabhängig

voneinander erhobenen numerischen Datenreihen, bildet die Streuung und Messvarianz zwischen den zwei Evaluatoren ab. Dabei wird für jede Messung der beiden Evaluatoren ein Mittelwert aus deren Messungen gebildet und gegen die Regressionslinie (perfekter Übereinstimmung: $ICC=1$) zwischen den Evaluatoren abgetragen. Der Abstand des errechneten Mittelwertes aus den Messungen der beiden Evaluatoren spiegelt den Grad der Abweichung von einer idealen Übereinstimmung wider. Liegen die Punkte weit entfernt der Linie, haben die Evaluatoren stark divergente Messwerte erhoben. Um eine Mittelwertbildung durch weit auseinanderliegende, diametrale Werte zu verhindern, wurde der ICC zusätzlich zur Visualisierung berechnet und auf statistische Signifikanz hinsichtlich der messwertbezogenen Divergenz geprüft. Die Ergebnisse hierfür waren nicht signifikant.

4.2. Periimplantäres Knochenniveau [Δ MBL]

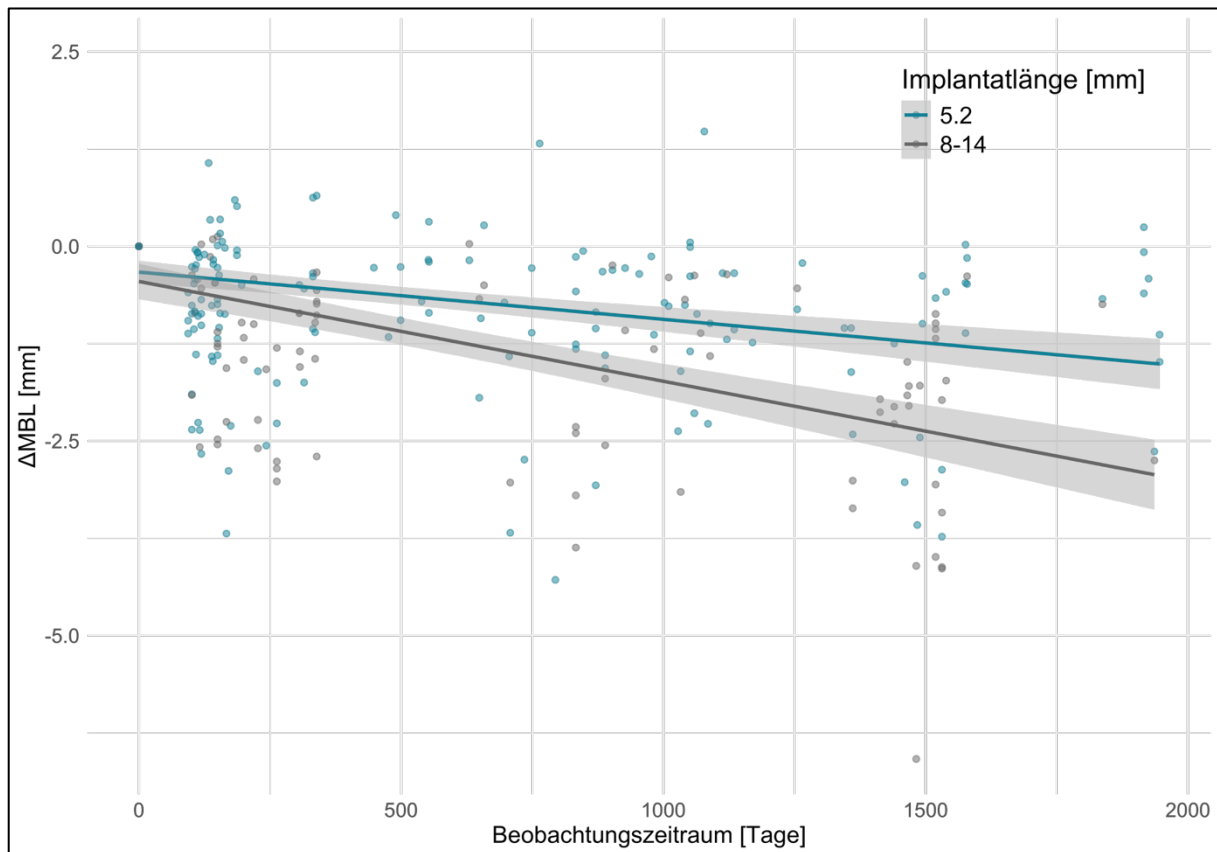


Abbildung 28: Entwicklung des periimplantären Knochenniveaus

Die Abbildung zeigt einen Scatterplot zur Visualisierung der Entwicklung des Δ MBL in Abhängigkeit der Zeit. Die Punkte des Scatterplots entsprechen den numerischen Messwerten in [mm]. Zur Abbildung der Entwicklung des Δ MBL sind Regressionsgeraden eingezeichnet, deren Steigung in R Studio mit der Funktion `{lmer}` berechnet wurden. Die Divergenz der Regressionsgeraden verdeutlicht die signifikant unterschiedliche Entwicklung des Δ MBL nach Implantatlänge über die Zeit. Die Gruppe der ultra-kurzen 5,2 mm Implantate zeigte eine signifikant geringere Reduktion des Δ MBL im Vergleich zu den Implantaten der Kontrollgruppen mit 8-14 mm Länge auf ($p = 0,001$).

4.3. Periimplantäre Knochendichte [Δ GSV]

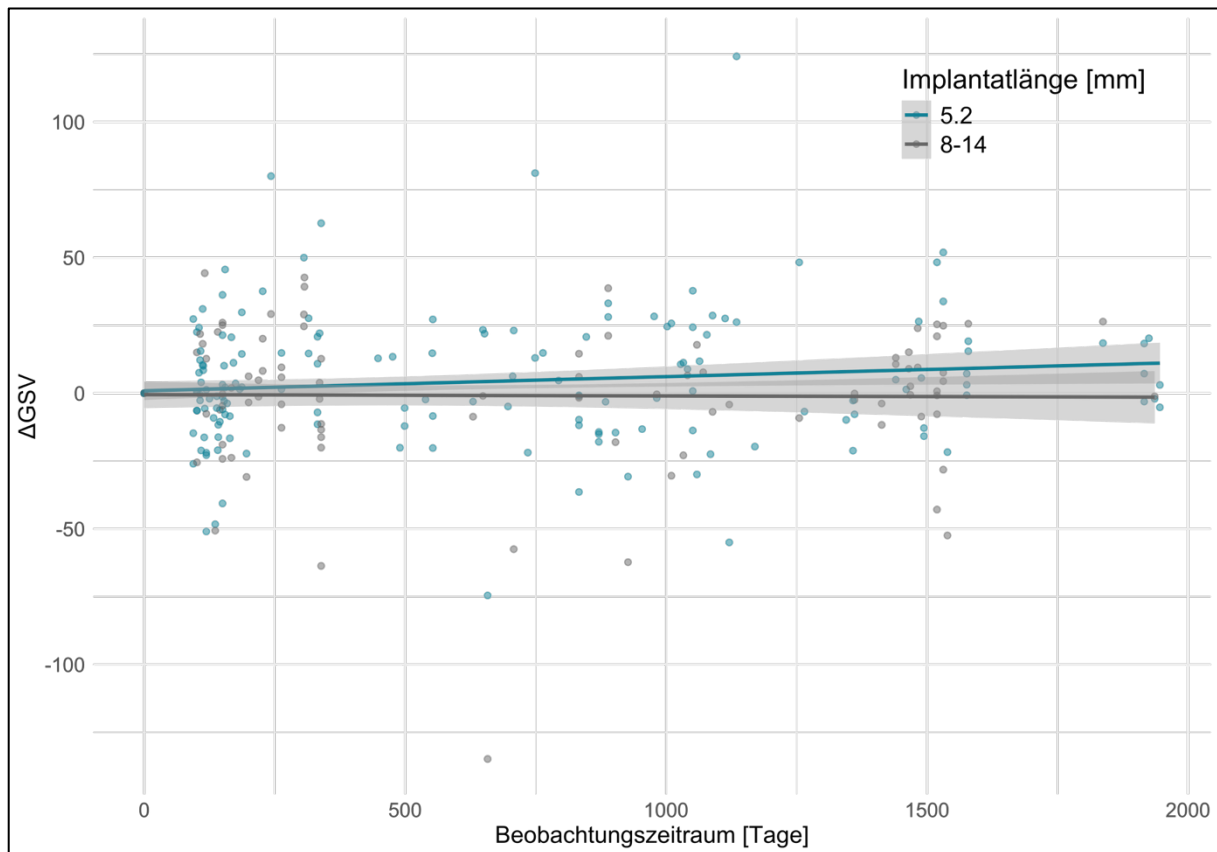


Abbildung 29: Entwicklung der periimplantären Knochendichte

Die Abbildung zeigt einen Scatterplot zur Visualisierung der Entwicklung des Δ GSV in Abhängigkeit der Zeit. Die Punkte des Scatterplots entsprechen den numerischen Messwerten in [mm]. Zur Abbildung der Entwicklung des Δ GSV sind Regressionsgeraden eingezeichnet, deren Steigung in R Studio mit der Funktion `{lmer}` berechnet wurden. Die Divergenz der Regressionsgeraden verdeutlicht die signifikant unterschiedliche Entwicklung des Δ GSV nach Implantatlänge über die Zeit. Die Implantate der Testgruppe wiesen über die Zeit eine signifikant höhere Entwicklung der Δ GSV-Werte in der Gruppe der 5,2 mm ultra-kurzen Implantate auf im Vergleich zu den Standardimplantaten mit 8-14 mm Länge ($p = 0,009$).

4.4. Crown-To-Implant-Ratio (5,2 mm)

In der vorliegenden Studie wurden keine signifikanten Unterschiede im ΔMBL (geschätzter Unterschied: $-0,11$ mm; 95%-KI: $-0,21$ bis $0,42$; $p=0,516$) und ΔGSV (geschätzter Unterschied: $-1,72$ a.u.; 95%-KI: $-8,82$ bis $5,38$; $p=0,634$) zwischen Gruppen mit einem C/I-Verhältnis unter 1,5 und über 1,5 festgestellt.

4.5. Verblockung vs. ΔGSV (5,2 mm)

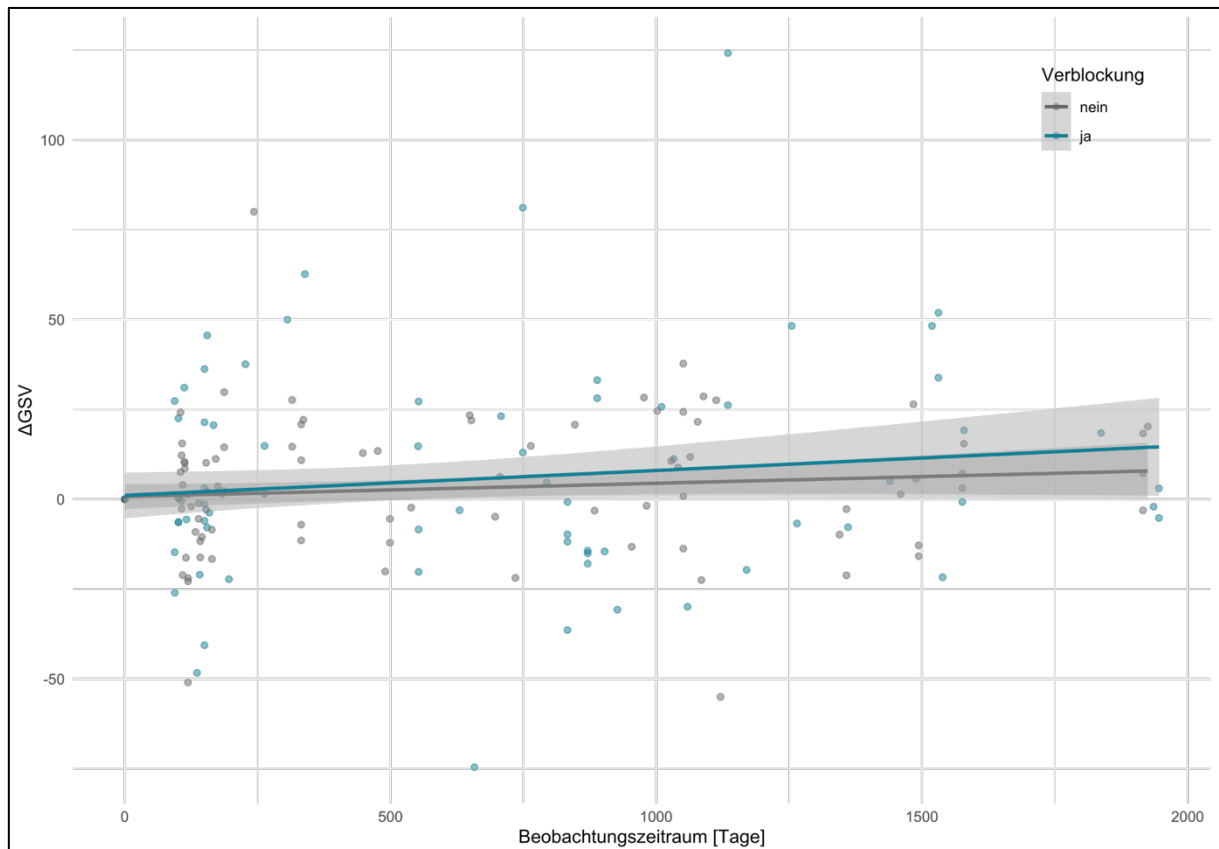


Abbildung 30: ΔGSV vs. Verblockung (5,2 mm)

Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der Verblockung der Implantate von 5,2 mm Länge (geschätzter Unterschied: $1,12$ a.u.; 95%-KI: $-6,58$ bis $8,82$; $p=0,701$) in Hinblick auf die Entwicklung der periimplantären Knochendichte (ΔGSV). Auch für die 8-14 mm-Implantate ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf ΔGSV (geschätzter Unterschied: $-3,92$ a.u.; 95%-KI: $-16,29$ bis $8,45$; $p=0,530$).

4.6. Verblockung vs. Δ MBL (5,2 mm)

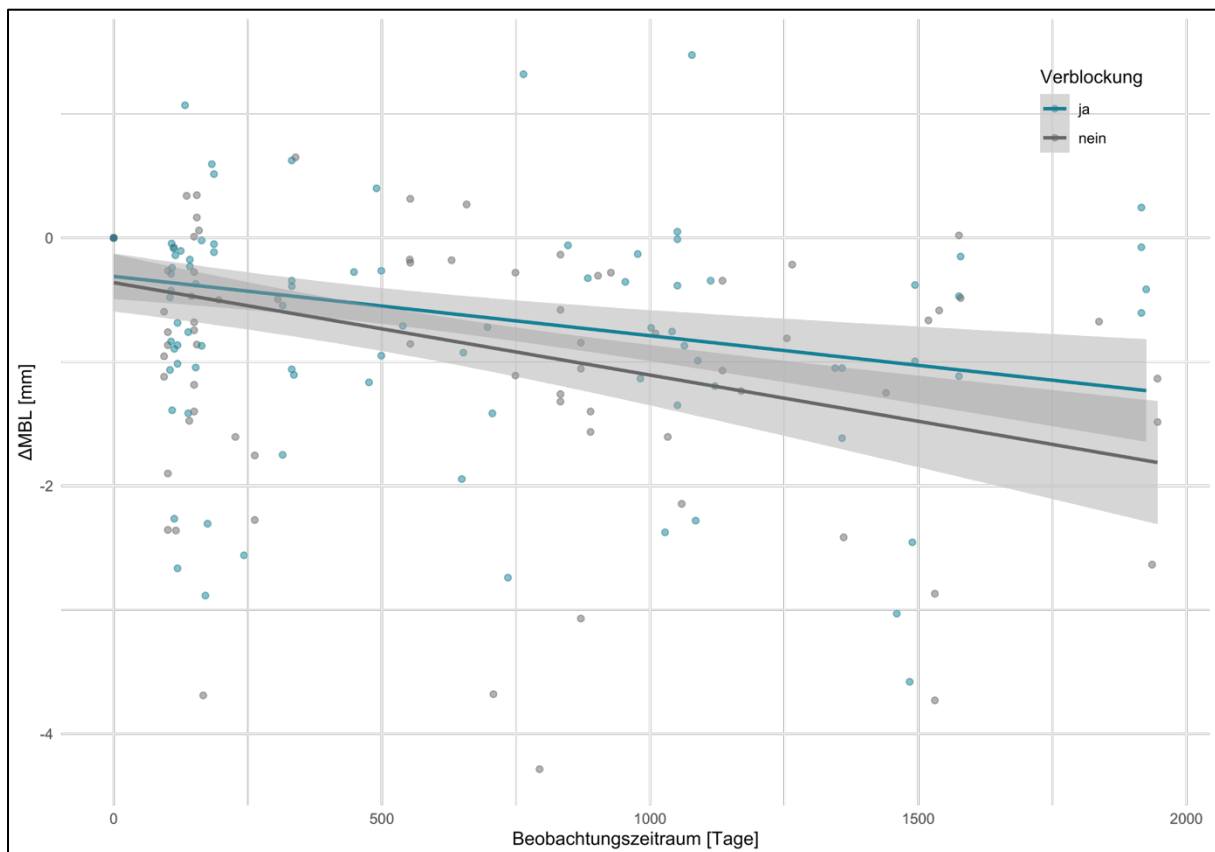


Abbildung 31: Δ MBL vs. Verblockung (5,2 mm)

Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der Verblockung der Implantate von 5,2 mm Länge (geschätzter Unterschied: $-0,04$ mm; 95%-KI: $-0,37$ bis $0,30$; $p=0,070$) in Hinblick auf die Entwicklung des periimplantären Knochenniveaus (Δ MBL), jedoch zeichnet sich der geringe Trend ab, dass sich Δ MBL bei verblockten 5,2 mm Implantaten favorisiert verhält. Für die Gruppe der 8-14 mm Implantate war kein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Verblockungszustandes feststellbar (geschätzter Unterschied: $-0,06$ mm; 95%-KI: $-0,63$ bis $0,51$; $p=0,830$).

5. Diskussion

Die vorliegende Studie untersuchte die Auswirkungen der Längenreduktion von Implantaten auf das periimplantäre Knochenniveau und die periimplantäre Knochendichte über einen mittleren Nachbeobachtungszeitraum von 38 Monaten. Zusätzlich wurden die C/I-Ratio und die Verblockung als einflussnehmender Parameter ausgewertet und analysiert. Ziel dieser Studie ist es ultrakurze Implantate und SLI hinsichtlich ihres periimplantären Knochenniveaus und der Knochendichte zu vergleichen und zu evaluieren, ob UKI eine geeignete Alternative zu SLI und komplexe Augmentationen im atrophierten Kiefer darstellen. Darüber hinaus soll ausgewertet werden, ob die C/I-Ratio Einfluss auf die periimplantären Knochenverhältnisse nimmt.

Die Längenreduktion von Implantaten ist seit Jahren Gegenstand der Forschung. Implantate mit Längen über 8 mm werden als Standardimplantate für alle Implantatindikationen definiert. Implantate kleiner oder gleich 8 mm Länge werden als kurze Implantate bezeichnet. Dem gegenüber stehen die ultrakurzen Implantate mit einer Länge unter 6 mm, die ein neues minimalinvasiveres Vorgehen ermöglichen sollen. Ziel ist es, die Belastung des Patienten aufgrund invasiver Eingriffe und langer Behandlungsdauer zu reduzieren. Durch die Längenreduktion der Implantate können komplexe Augmentationen und die häufig damit einhergehenden Komplikationen, sowie die verlängerten Einheilphasen vermieden werden.

5.1. Periimplantäres Knochenniveau der UKI

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigen die in mehreren systematischen Übersichtsarbeiten und Metaanalysen beschriebenen Befunde zur klinischen Leistungsfähigkeit ultra-kurzer Implantate. Ravidà et al.¹²⁰ zeigten in einer vergleichenden Metaanalyse, dass Implantate mit einer Länge von maximal 6 mm keine signifikant schlechteren Überlebensraten oder erhöhten marginalen Knochenverluste im Vergleich zu Implantaten ab 10 mm aufwiesen. In Übereinstimmung mit diesen Daten konnte in der vorliegenden Untersuchung ein signifikant geringerer marginaler Knochenverlust in der Gruppe der ultra-kurzen Implantate mit einer Länge von 5,2 mm im Vergleich zu Standardimplantaten mit Längen zwischen 8 mm und 14 mm nachgewiesen werden. Dabei erfolgte die Insertion der UKI ausschließlich in nativen Knochen, während die Kontrollimplantate in augmentierten Arealen inseriert wurden.

Diese Ergebnisse werden durch die Metaanalyse von Yu et al.¹²¹ gestützt, in der vergleichbare Erfolgsraten zwischen kurzen Implantaten ohne Augmentation und längeren Implantaten mit augmentativen Maßnahmen berichtet wurden.

Auch Fernandes et al.¹²² beschreiben stabile Überlebensraten und marginale Knochenverhältnisse bei Implantaten mit einer Länge bis 6 mm über einen Zeitraum von bis

zu acht Jahren. Dabei zeigte sich ein Trend zu geringerem Knochenverlust in der Gruppe der kürzeren Implantate. Die vorliegenden Ergebnisse erweitern diese Evidenz, indem sie erstmals eine signifikante Zunahme der periimplantären Knochendichte um ultra-kurze Implantate dokumentieren. Bei den in augmentierten Knochen inserierten Standardimplantaten konnte hingegen eine Tendenz zur Reduktion der lokalen Knochendichte festgestellt werden.

Moraschini et al.¹²³ zeigten in einer Analyse von 4 mm langen Implantaten im Unterkiefer, dass auch diese kürzeste Variante langfristig stabile Knochenverhältnisse aufwies. Dies ist besonders für den posterioren Kieferbereich von klinischer Relevanz. Der signifikante Anstieg der periimplantären Knochendichte in der vorliegenden Studie kann als Hinweis auf eine verbesserte funktionelle Osseointegration im nativen Knochen gewertet werden. Augmentierter Knochen weist häufig eine geringere kortikale Beteiligung und eingeschränkte Reorganisationsfähigkeit auf, was die Tendenz zur Dichteabnahme erklären könnte. Die Ergebnisse stützen somit die zweite Hypothese der Arbeit, wonach ultra-kurze Implantate in nativen Arealen eine höhere langfristige Knochenstabilität aufweisen könnten als längere Implantate in augmentierten Regionen.

Kermanshah et al.¹²⁴ bestätigten in einer Übersichtsarbeit mit einem Nachbeobachtungszeitraum von mindestens fünf Jahren die Gleichwertigkeit von Implantaten mit einer Länge von 6 mm bis 8 mm im Vergleich zu Standardimplantaten. Hinsichtlich biologischer und technischer Komplikationen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Vor dem Hintergrund der aktuellen Datenlage und basierend auf den Ergebnissen der vorliegenden Studie könnte die Anwendung ultra-kurzer Implantate bei reduziertem vertikalem Knochenangebot eine evidenzbasierte, minimalinvasive und klinisch valide Behandlungsoption darstellen.

Weitere prospektive Studien mit einheitlichen Messgrößen zur periimplantären Knochendichte sowie langfristiger radiologischer Nachverfolgung sind erforderlich, um die prognostische Bedeutung der Knochendichte im Zusammenhang mit Implantatlänge und augmentativem Vorgehen abschließend zu bewerten.

Die Ergebnisse zeigten einen signifikant geringeren marginalen Knochenverlust bei ultra-kurzen Implantaten (5,2 mm) im Vergleich zu Standardimplantaten (8-14 mm), die in augmentierten Knochen inseriert wurden. Darüber hinaus wurde eine signifikante Zunahme der periimplantären Knochendichte (gemessen über GSV) um ultra-kurze Implantate beobachtet, während bei Standardimplantaten in augmentierten Arealen eine Tendenz zur Abnahme der Knochendichte festgestellt wurde. Diese Befunde stützen die zweite Hypothese, dass ultra-kurze Implantate in nativen Knochen eine größere langfristige Knochenstabilität fördern könnten als Standardimplantate in augmentierten Bereichen.

5.2. Kritische Betrachtung des Studiendesigns

Die vorliegende retrospektive Fall-Kontroll-Studie untersuchte die Auswirkungen der Implantatlänge auf die Stabilität und Dichte des periimplantären Knochens.

Insgesamt wurden 131 Implantate nachbeobachtet, von denen 78 ultra-kurze Implantate der Länge 5,2 mm waren und 53 der Standard-Längen-Gruppe angehörten. Die mittlere Nachbeobachtungszeit lag bei 38 Monaten mit einer maximalen Nachbeobachtungszeit von 64 Monaten. Aufgrund des retrospektiven Charakters der Studie erfolgte die Nachbeobachtung der Implantate unterschiedlich oft und zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Da keine festen Untersuchungsintervalle definiert wurden, war ein direkter zeitlicher Vergleich zwischen den Systemen nicht möglich. Zur angemessenen Abbildung der hierarchischen Datenstruktur wurde die Auswertung mit einer Varianzanalyse auf Basis eines gemischten linearen Modells vorgenommen, um die unterschiedlichen Ebenen der erhobenen Daten adäquat abzubilden und statistisch zu berücksichtigen. Während Studien im universitären Umfeld häufig auf eng getaktete und stark standardisierte Nachsorgepläne setzen, die im Praxisalltag nur begrenzt umsetzbar sind, ermöglichen gemischte Modelle die methodisch belastbare Auswertung heterogener Routinedaten und liefern damit Ergebnisse mit unmittelbarer Relevanz für die Versorgung⁸.

Jeder Patient, der mit einem UKI versorgt wurde, bekam auch ein SLI. Dies bietet eine Vergleichsgrundlage, da patientenindividuelle Parameter keinen Einfluss auf die Vergleichbarkeit der Implantatsysteme nehmen konnten.

Als primäre Endpunkte wurden die radiologische Beurteilung des periimplantären Knochenniveaus und die Dichte des periimplantären Knochens definiert. Die Vermessung des periimplantären Knochenniveaus gilt als etablierter Indikator für die Beurteilung der Osseointegration sowie die Langzeitstabilität implantologischer Versorgungen und erlaubt somit eine differenzierte, präzise Auswertung. Weiterhin wurde die periimplantäre Knochendichte analysiert, wobei zur quantitativen Erfassung der sogenannte Grayscale Value als weiterer Parameter gewählt wurde. Als sekundärer Endpunkt wurde die Crown-to-Implant-Ratio (C/I-Ratio) analysiert, um deren potenziellen Einfluss auf das periimplantäre Knochenniveau sowie die Knochendichte zu evaluieren. Die C/I-Ratio stellt hierbei einen relevanten biomechanischen Faktor dar, insbesondere im Hinblick auf mögliche Überlastungseffekte bei kurzen Implantaten und deren langfristige knöcherne Stabilität.

Das Implantatüberleben wurde hingegen nur am Rande berücksichtigt, da im Studienverlauf lediglich ein Implantatverlust bei insgesamt 131 inserierten Implantaten verzeichnet wurde und keine klinisch relevanten Lockerungen dokumentiert wurden. Eine kritische Analyse des Studiendesigns zeigt, dass ein Teil der Implantate nicht vollständig nachbeobachtet werden konnten, da einzelne Patienten nicht regelmäßig an Recall-Terminen teilnahmen. Dieser Umstand schränkt die Aussagekraft der Langzeitdaten ein und verweist auf die Notwendigkeit

eines konsequent prospektiven Studiendesigns mit klarer Nachverfolgungsstruktur in zukünftigen Erhebungen.

In der vorliegenden Studie erfolgte der Beobachtungsbeginn unmittelbar am Tag der Implantatinserterion. Diese Vorgehensweise erlaubt eine vollständige Erfassung der biologischen Umbauprozesse. Dem gegenüber ist zu diskutieren, dass andere Studien den Beobachtungszeitpunkt erst mit Einsetzen der prothetischen Belastung ansetzen. Diese Methodik hat den Vorteil, initiale Remodeling-Vorgänge, die beispielsweise durch unterschiedliche Insertionstiefen beeinflusst werden können, als systematische Verzerrungsquelle auszuschließen. Weiterhin reduziert eine studienindividuelle Wahl des Beobachtungsbeginns die Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Studien erheblich. Dies verstärkt sich, wenn keine Standardisierung hinsichtlich der Definitionskriterien des ersten Messzeitpunktes vorliegt. Die Abwägung zwischen biologischer Vollständigkeit der Datenerhebung und interstudienvergleichbarer Methodik stellt somit eine zentrale Herausforderung im Studiendesign dar.

5.3. Biomechanik der UKI

Die Knochenanpassung infolge der Implantatbelastung ist ein dynamischer Prozess, der von mehreren Faktoren beeinflusst wird, darunter die Implantatlänge, die Richtung und Intensität der okklusalen Belastung sowie die Qualität des umgebenden Knochens. Diese biomechanischen und biologischen Wechselwirkungen gewinnen insbesondere bei ultrakurzen Implantaten mit begrenzter intrakortikaler Verankerung an Bedeutung. In der vorliegenden Studie zeigten 5,2 mm lange Implantate mit variierenden Durchmessern von 4, 4,5, 5 und 6 mm eine geringere Reduktion des periimplantären Knochenniveaus und eine stabilere Knochendichte im Vergleich zu Standard Längen Implantaten. Finite-Element-Analysen wie jene von Sumra et al.¹²⁵ zeigen, dass bei geringer Knochendichte (z. B. D4 nach Lekholm und Zarb⁴³) Implantate mit größerem Durchmesser und angepasstem Gewindedesign zu einer günstigeren Spannungsverteilung führen. Reduzierte Spannungen und minimierte Mikrobewegungen fördern dabei die Osseointegration. Diese mechanischen Effekte könnten auch die in der vorliegenden Studie beobachtete Stabilität der UKI erklären, da eine gleichmäßigere Kraftverteilung periimplantäre Knochenresorption vermindert.

Die Tatsache, dass die kurzen Implantate in nativem Knochen eingesetzt wurden, während die Standardimplantate in augmentierten Bereichen platziert wurden, ist aus klinischer Sicht bedeutsam. Augmentierter Knochen weist häufig eine geringere Dichte, reduzierte strukturelle Homogenität und eine niedrigere mechanische Festigkeit auf, was die Primärstabilität beeinflussen kann²⁹. Dies könnte erklären, warum in dieser Untersuchung bei kurzen Implantaten eine günstigere Gewebereaktion dokumentiert wurde, obwohl ihre Länge reduziert war. Die in der vorliegenden Studie angewandte Methodik, ultrakurze Implantate in nativen Knochen zu inserieren, während Standardimplantate in augmentierten Arealen platziert wurden, reflektiert klinische Entscheidungsprozesse und ermöglicht eine realitätsnahe Bewertung der biomechanischen Leistungsfähigkeit kurzer Implantate unter Alltagsbedingungen. Die Rolle des Implantatdurchmessers wird in mehreren Studien hervorgehoben. Chang et al.¹²⁶ zeigten, dass breitere Implantate in Kombination mit verkürzter Länge die von Mises-Spannungen im kortikalen und trabekulären Knochen signifikant reduzieren. Dadurch wird nicht nur die mechanische Stabilität verbessert, sondern auch das Risiko von Mikrobewegungen verringert. Die Metaanalyse von Kermanshah et al.¹²⁴ liefert ergänzende Evidenz, dass Implantate im Bereich von 4 bis 8 mm über bis zu zehn Jahre geringere marginale Knochenverluste zeigen als längere Implantate, insbesondere in Bereichen eingeschränkter Knochensubstanz wie der posterioren Maxilla.

Insgesamt verdeutlichen die vorliegenden Ergebnisse, dass bei ausreichendem Implantatdurchmesser und stabiler Knochenstruktur ultrakurze Implantate eine biomechanisch valide Option sind. Der Verzicht auf augmentative Eingriffe bei gleichzeitiger Erhaltung der mechanischen Integrität stellt eine potenziell effiziente Versorgungsstrategie dar.

5.4. Crown-to-Implant-Ratio

Die Crown-to-Implant-Ratio beschreibt das Verhältnis der Kronenlänge zu der Implantatlänge. Häufig wird angenommen, dass aufgrund der verkürzten Implantatlänge der UKI und der im Verhältnis längeren Suprakonstruktion eine ungünstigere Kaukraftverteilung auf den periimplantären Knochen einwirkt^{127,128}.

Die Ergebnisse dieser Studie stimmen mit früheren Untersuchungen überein, die zeigen, dass ultra-kurze Implantate vergleichbare oder sogar bessere klinische Resultate erzielen können als Standardimplantate in augmentiertem Knochen^{29,129}. Klinische Studien und systematische Übersichtsarbeiten deuten darauf hin, dass ultra-kurze Implantate den Bedarf an umfangreichen augmentativen Eingriffen reduzieren und dennoch hohe Überlebensraten aufweisen^{118,130}. Es besteht jedoch weiterhin eine Kontroverse hinsichtlich der langfristigen Auswirkungen veränderter C/I-Ratio und der biomechanischen Belastungsverteilung bei ultra-kurzen Implantaten¹⁷. Insbesondere Einzelkronen auf nicht verblockten ultra-kurzen Implantaten mit hohem C/I-Verhältnis bleiben Gegenstand laufender wissenschaftlicher Diskussionen⁶. Während die Überlebensraten vergleichbar mit denen von Standardimplantaten erscheinen, berichten einige Studien über erhöhten marginalen Knochenverlust bei kurzen Implantaten¹²⁷. Finite-Element-Analysen haben gezeigt, dass erhöhte C/I-Verhältnisse zu höheren Spannungen an der Knochen-Implantat-Grenze führen können, was die Überlebensrate der Implantate potenziell beeinträchtigen könnte^{128,131}.

In der vorliegenden Studie wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede im ΔMBL ($p = 0,516$) und ΔGSV ($p = 0,634$) zwischen Gruppen mit einem C/I-Verhältnis unter 1,5 und über 1,5 festgestellt. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass das C/I-Verhältnis keinen direkten Einfluss auf periimplantäre Knochenhöhen oder Dichteveränderungen hat, was mit Ergebnissen aus anderen experimentellen und klinischen Untersuchungen übereinstimmt. Der Umstand, dass signifikante Unterschiede in ΔGSV und ΔMBL zwischen der 5.2-mm-Testgruppe und der 8–14-mm-Kontrollgruppe festgestellt wurden, jedoch nicht zwischen den Gruppen mit niedrigem und hohem C/I-Verhältnis, lässt sich damit erklären, dass auch einige 8-mm- und 10-mm-Implantate in atrophierten Kiefern C/I-Verhältnisse über 1,5 aufwiesen. Dies unterstreicht, dass hohe C/I-Verhältnisse nicht ausschließlich ultra-kurzen Implantaten zugeschrieben werden können.

5.5. Prothetische Versorgung und Verblockung

Frühere klinische Studien und systematische Übersichtsarbeiten belegen, dass ultra-kurze Implantate im verblocktem Verbund gegenüber Einzelzahnversorgungen biomechanisch im Vorteil sind. Insbesondere wenn diese Implantate ausschließlich axial belastet werden, zeigen sie deutlich geringere periimplantäre Spannungen und stabilere marginale Knochenverhältnisse. Die Arbeitsgruppe um Fernandes et al.¹²² demonstrierte, dass verblockte ultra-kurze Implantate im Vergleich zu nicht-verblockten Versorgungsmöglichkeiten signifikant geringere marginale Knochenverluste aufwiesen. Dieser Vorteil beruht unter anderem auf der verbesserten Lastverteilung, da bei verblockten Konstruktionen die Belastung nicht punktuell auf einzelne Implantate, sondern flächig auf mehrere Pfeiler verteilt wird. Die vorliegende Studie berücksichtigt diese Erkenntnis insofern, als dass die prothetische Suprakonstruktion so gestaltet wurde, dass laterale okklusale Kontakte während dynamischer Kieferbewegungen vermieden wurden, wodurch eine vorwiegend axiale Belastung erreicht wurde.

Weiterhin ist relevant, dass in der vorliegenden Untersuchung sowohl verblockte als auch nicht-verblockte ultra-kurze Implantate mit Einzelkronen berücksichtigt wurden. Im Gegensatz zu den Ergebnissen früherer Studien von Ravida et al.¹²⁰, konnten in dieser Kohorte jedoch keine signifikanten Unterschiede im Hinblick auf Veränderungen des Grayscale Values (Δ GSV), einem Maß für die radiologisch erfassbare Knochendichte, oder des periimplantären Knochenniveaus (Δ MBL) zwischen den beiden Versorgungsformen festgestellt werden. Die GSV-Auswertung erfolgte auf standardisierten periapikalen Röntgenbildern in Anlehnung an das Verfahren von Sahrmann et al.¹³².

Diese Abweichung von den bisher publizierten Daten könnte auf die geringe Stichprobengröße zurückzuführen sein, was die statistische Aussagekraft einschränkt. Der beobachtete Trend zu einer stabileren periimplantären Knochendichte bei verblockten Implantaten in der 5,2-mm-Gruppe deutet jedoch auf einen potenziellen Einfluss des Verblockungsstatus hin, der in zukünftigen Studien mit größerer Patientenzahl und längerer Nachbeobachtungszeit systematisch untersucht werden sollte.

5.6. Klinische Relevanz der UKI

Die Ergebnisse dieser Studie liefern wertvolle klinische Hinweise darauf, dass ultra-kurze Implantate eine valide Alternative zu längeren Implantaten darstellen können, insbesondere wenn sie in ortsständigen Knochen ohne die Notwendigkeit augmentativer Verfahren inseriert werden. Angesichts der zunehmenden Evidenz für stabile osseointegrierte Verhältnisse bei ultrakurzen Implantaten und der beobachteten Zunahme der periimplantären Knochendichte im posterioren Ober- und Unterkiefer wird deutlich, dass UKI biomechanisch tragfähig sind.

Allerdings weist die aktuelle Datenlage auch auf einen bislang wenig untersuchtes Risiko hin. Der potenzielle Risikofaktor einer Übermineralisierung und verringerten Knochenumbaurate bedarf weiterer Untersuchung. Während eine hohe Knochendichte grundsätzlich mit erhöhter Primärstabilität assoziiert wird, könnte eine übermäßige Sklerosierung die Knochenumbaurate negativ beeinflussen. Dies hätte zur Folge, dass der Knochen weniger gut auf mikromechanische Belastungen reagieren könnte, was zu einer erhöhten Steifigkeit an der Knochen-Implantat-Grenze führen könnte. Diese reduzierte biomechanische Adaptionfähigkeit könnte langfristig das Risiko von periimplantären Spannungsfrakturen erhöhen und somit die Gesamtresilienz der Implantatversorgung beeinträchtigen.

Zukünftige Studien sollten diesen Aspekt gezielt untersuchen, insbesondere unter Einsatz bildgebender Verfahren mit hoher Auflösung sowie histomorphometrischer Analysen zur Bewertung der Knochenstruktur in der Umgebung ultra-kurzer Implantate.

5.7. Limitationen

Mehrere Limitationen dieser Studie müssen berücksichtigt werden.

Erstens basierte die radiologische Beurteilung der Knochendichte auf Graustufenwerten, die lediglich ein indirektes Maß für die Mineralisation darstellen und durch Bildartefakte beeinflusst werden können. Eine detailliertere histologische oder dreidimensionale Bewertung mittels digitaler Volumetomographie (DVT) könnte zusätzliche Einblicke in die Knochenumbaumechanismen um Implantate bieten. Obwohl sich unsere Analyse auf die Implantatlänge als primären Faktor konzentrierte, könnten zukünftige Studien davon profitieren, die gesamte Implantatoberfläche als potenziell genaueren Prädiktor für die Knochenanpassung zu berücksichtigen. Verhältnisse von Implantatoberfläche zur Kronenfläche könnten klinisch relevanter sein als das klassische lineare C/I-Verhältnis, insbesondere im Kontext reduzierter Implantatdesigns.

Zweitens liefert die Nachbeobachtungsdauer von 38 Monaten wertvolle mittelfristige Daten, jedoch sind längere Beobachtungsstudien erforderlich, um die langfristige Stabilität und Überlebensrate ultra-kurzer Implantate im Vergleich zu Standardimplantaten zu bewerten. Obwohl kurz- bis mittelfristige Studien den Erfolg ultra-kurzer Implantate stützen, berichten längerfristige Untersuchungen wie Rossi et al.¹⁰⁶ über erhöhte Ausfallraten über drei Jahre hinaus. Diese Erkenntnisse unterstreichen die Bedeutung einer langfristigen Nachbeobachtung bei der Bewertung ultra-kurzer Implantatprotokolle.

Als retrospektive Untersuchung unterliegt die Studie naturgemäß bestimmten Einschränkungen hinsichtlich der Kontrolle über externe Einflussfaktoren und der Datenverfügbarkeit. Die Auswahl der Patienten und die Dokumentation erfolgten nicht standardisiert, was eine potenzielle Verzerrung der Ergebnisse nicht ausschließen lässt.

Darüber hinaus besteht eine wesentliche Limitation in der ungleichen biologischen Ausgangssituation der untersuchten Implantat Regionen. Während die ultra-kurzen Implantate in nativen Knochen inseriert wurden, erfolgte die Insertion der Standardimplantate in augmentierten Arealen, um klinische Entscheidungsprozesse zu reflektieren. Diese beiden Knochenqualitäten sind strukturell und metabolisch nicht unmittelbar vergleichbar, was die Aussagekraft der Ergebnisse zur Implantatlänge einschränken kann.

Darüber hinaus sind weitere Studien erforderlich, um festzustellen, ob die beobachteten Mineralisierungsmuster tatsächlich zu klinisch relevanten Unterschieden in Bezug auf Implantaterfolg und mechanische Stabilität über längere Zeiträume führen. Eine größere Studienpopulation würde zudem Subgruppenanalysen verschiedener Augmentationsverfahren sowie der Belastungsareale und Kieferregionen ermöglichen und dadurch detailliertere Einblicke bieten, ob das gewählte Augmentationsprotokoll die marginale Knochenhöhe und Graustufenwerte bei Standardimplantaten im augmentierten Knochen beeinflusst.

6. Literaturverzeichnis

1. Misch CE. Force factors related to patient conditions (a determinant for implant number and size). *Dental Implant Prosthetics-E-Book: Dental Implant Prosthetics-E-Book* 2014: 206.
2. Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clinical implant dentistry and related research* 2012; **14**(6): 839-51.
3. Neugebauer J, Nickenig H-J, Zöller JE, et al. Guideline 2016 Update on short, angulated and diameter-reduced implants. *Eur Assoc Dent Implantol* 2016.
4. Jung RE, Al-Nawas B, Araujo M, et al. Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clinical Oral Implants Research* 2018; **29**(S16): 69-77.
5. Magdy M, Abdelkader MA, Alloush S, et al. Ultra-short versus standard-length dental implants in conjunction with osteotome-mediated sinus floor elevation: a randomized controlled clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2021; **23**(4): 520-9.
6. Malchiodi L, Ricciardi G, Salandini A, Caricasulo R, Cucchi A, Ghensi P. Influence of crown-implant ratio on implant success rate of ultra-short dental implants: results of a 8-to 10-year retrospective study. *Clinical oral investigations* 2020; **24**: 3213-22.
7. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontology 2000* 2014; **66**(1): 72-96.
8. Henn P, Gehrke P, Happe A, Neugebauer J. Retrospective Evaluation of Peri-implant Marginal Bone Level of Reduced-Diameter Implants by Mixed Model Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2025; **40**(2).
9. Araújo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *Journal of clinical periodontology* 2005; **32**(2): 212-8.
10. Araújo MG, Silva CO, Misawa M, Sukekava F. Alveolar socket healing: what can we learn? *Periodontology 2000* 2015; **68**(1): 122-34.
11. Peppmeier F. Möglichkeiten der Rehabilitation mit endostalen Implantaten in der zahnärztlichen Praxis; 1974.
12. Peppmeier F. [14 years' experience with endosseous implants in dental practice]. *ZWR* 1987; **96**(2): 122-4, 6.
13. Peppmeier FR, H.-R. ; Peppmeier, Th.; Peppmeier, M. Orale Implantologie in der Praxis heute. *Jahrbuch für Orale Implantologie, Quintessenz Verlag* 1994 1994.
14. Tetsch P, Peppmeier F. Clinical and radiographic studies on various endo-osseous implantation methods. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1973; **28**(9): 895-900.
15. Simion M, Nevins M, Rasperini G, Tironi F. A 13-to 32-Year Retrospective Study of Bone Stability for Machined Dental Implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 2018; **38**(4).
16. McAllister BS, Haghighat K. Bone augmentation techniques. *Journal of periodontology* 2007; **78**(3): 377-96.
17. Aghaloo TL, Mardirosian M, Delgado B. Controversies in Implant Surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2017; **29**(4): 525-35.
18. Reiz SD, Neugebauer J, Karapetian V-E, Ritter L. Cerec meets Galileos--integrated implantology for completely virtual implant planning. *International journal of computerized dentistry* 2014; **17**(2): 145-57.
19. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 2003; **23**(4).
20. Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of periodontology* 2007; **78**(5): 874-8.
21. Shapiro F. Bone development and its relation to fracture repair. The role of mesenchymal osteoblasts and surface osteoblasts. *Eur Cell Mater* 2008; **15**: 53-76.
22. Duncan R, Turner C. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcified tissue international* 1995; **57**(5): 344-58.

23. Gebhardt W. Über funktionell wichtige Anordnungsweisen der feineren und gröberen Bauelemente des Wirbeltierknochens. *Development Genes and Evolution* 1905; **20**(2): 187-322.
24. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amourig Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; **23**(7): 844-54.
25. Seeman E, Delmas PD. Bone quality—the material and structural basis of bone strength and fragility. *New England journal of medicine* 2006; **354**(21): 2250-61.
26. Parfitt AM. Targeted and nontargeted bone remodeling: relationship to basic multicellular unit origination and progression. *Bone* 2002; **30**(1): 5-7.
27. Pagel CN, Sivagurunathan S, Loh LH, Tudor EM, Pike RN, Mackie EJ. Functional responses of bone cells to thrombin. *Biological chemistry* 2006; **387**(8): 1037-41.
28. Lin Z, Rios HF, Volk SL, Sugai JV, Jin Q, Giannobile WV. Gene expression dynamics during bone healing and osseointegration. *J Periodontol* 2011; **82**(7): 1007-17.
29. Pommer B, Mailath-Pokorny G, Haas R, Busenichner D, Millesi W, Furhauser R. Extra-short (< 7 mm) and extra-narrow diameter (< 3.5 mm) implants: a meta-analytic literature review. *Eur J Oral Implantol* 2018; **11 Suppl 1**: S137-S46.
30. Lang NP, Lindhe J. Clinical periodontology and implant dentistry, 2 Volume Set: John Wiley & Sons; 2015.
31. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of dental education* 2003; **67**(8): 932-49.
32. Khoury F. Bone and Soft Tissue Augmentation in Implantology: Quintessenz Verlag; 2021.
33. Trindade R, Albrektsson T, Tengvall P, Wennerberg A. Foreign body reaction to biomaterials: on mechanisms for buildup and breakdown of osseointegration. *Clinical implant dentistry and related research* 2016; **18**(1): 192-203.
34. Petite H, Viateau V, Bensaid W, et al. Tissue-engineered bone regeneration. *Nature biotechnology* 2000; **18**(9): 959-63.
35. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1—review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics* 2004; **17**(5).
36. Davies J. In vitro modeling of the bone/implant interface. *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists* 1996; **245**(2): 426-45.
37. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000* 2017; **73**(1): 7-21.
38. Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane database of systematic reviews* 2013; (3).
39. Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clinical oral investigations* 2007; **11**(3): 257-65.
40. 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 journal of oral and maxillofacial surgery* 1999; **28**(4): 297-303.
41. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical implant dentistry and related research* 2000; **2**(2): 85-92.
42. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading: successful vs. failing implants. *Clinical oral implants research* 2004; **15**(4): 428-34.
43. Lekholm U. Patient selection and preparation In: Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence* 1985; **199**.
44. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1997; **55**(12): 38-45.

45. Ogle OE. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dental Clinics* 2015; **59**(2): 505-20.
46. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *BioMed research international* 2016; **2016**(1): 6285620.
47. Meng H-W, Chien EY, Chien H-H. Dental implant bioactive surface modifications and their effects on osseointegration: a review. *Biomarker research* 2016; **4**(1): 24.
48. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical oral implants research* 2009; **20**: 172-84.
49. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta biomaterialia* 2014; **10**(7): 2907-18.
50. Anil S, Anand P, Alghamdi H, Jansen J. Dental implant surface enhancement and osseointegration. *Implant dentistry-a rapidly evolving practice* 2011; **2011**: 82-108.
51. Liu Y, Rath B, Tingart M, Eschweiler J. Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 2020; **108**(3): 470-84.
52. Steiner JA, Ferguson SJ, van Lenthe GH. Computational analysis of primary implant stability in trabecular bone. *Journal of biomechanics* 2015; **48**(5): 807-15.
53. Johnson N, Bain C. Tobacco and oral disease. *British Dental Journal* 2000; **189**(4): 200-6.
54. Jansson L, Lavstedt S. Influence of smoking on marginal bone loss and tooth loss—a prospective study over 20 years. *Journal of clinical periodontology* 2002; **29**(8): 750-6.
55. Calsina G, Ramón JM, Echeverría JJ. Effects of smoking on periodontal tissues. *Journal of clinical periodontology* 2002; **29**(8): 771-6.
56. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clinical implant dentistry and related research* 2012; **14**(6): 792-807.
57. Naseri R, Yaghini J, Feizi A. Levels of smoking and dental implants failure: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Periodontology* 2020; **47**(4): 518-28.
58. Heitz-Mayfield LJ. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *Journal of clinical periodontology* 2008; **35**: 292-304.
59. Renvert S, Quirynen M. Risk indicators for peri-implantitis. A narrative review. *Clinical oral implants research* 2015; **26**: 15-44.
60. Chambrone L, Preshaw PM, Ferreira JD, Rodrigues JA, Cassoni A, Shibli JA. Effects of tobacco smoking on the survival rate of dental implants placed in areas of maxillary sinus floor augmentation: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 2014; **25**(4): 408-16.
61. Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada JL, Goodacre CJ. Effects of smoking on implant success in grafted maxillary sinuses. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999; **82**(3): 307-11.
62. Buzatu BLR, Buzatu R, Luca MM. Impact of vitamin D on osseointegration in dental implants: a systematic review of human studies. *Nutrients* 2024; **16**(2): 209.
63. Werny JG, Sagheb K, Diaz L, Kämmerer PW, Al-Nawas B, Schiegnitz E. Does vitamin D have an effect on osseointegration of dental implants? A systematic review. *International journal of implant dentistry* 2022; **8**(1): 16.
64. Aranow C. Vitamin D and the immune system. *Journal of investigative medicine* 2011; **59**(6): 881-6.
65. Cardús A, Panizo S, Parisi E, Fernandez E, Valdivielso JM. Differential effects of vitamin D analogs on vascular calcification. *Journal of Bone and Mineral Research* 2007; **22**(6): 860-6.
66. Tallon E, Macedo JP, Faria A, Tallon JM, Pinto M, Pereira J. Can Vitamin D Levels Influence Bone Metabolism and Osseointegration of Dental Implants? An Umbrella Review. *Healthcare*; 2024: MDPI; 2024. p. 1867.
67. Cheng Y-C, Murcko L, Benalcazar-Jalkh EB, Bonfante EA. Hypervitaminosis D is correlated with adverse dental implant outcomes: A retrospective case-control study. *Journal of Dentistry* 2024; **147**: 105137.
68. Guo Sa, DiPietro LA. Factors affecting wound healing. *Journal of dental research* 2010; **89**(3): 219-29.
69. Canalis E, Delany AM. Mechanisms of glucocorticoid action in bone. *Annals of the New York Academy of Sciences* 2002; **966**(1): 73-81.

70. O'Brien CA, Jia D, Plotkin LI, et al. Glucocorticoids act directly on osteoblasts and osteocytes to induce their apoptosis and reduce bone formation and strength. *Endocrinology* 2004; **145**(4): 1835-41.
71. Weinstein RS. Glucocorticoid-induced osteonecrosis. *Endocrine* 2012; **41**(2): 183-90.
72. Mazziotti G, Formenti AM, Adler RA, et al. Glucocorticoid-induced osteoporosis: pathophysiological role of GH/IGF-I and PTH/VITAMIN D axes, treatment options and guidelines. *Endocrine* 2016; **54**(3): 603-11.
73. Aghaloo T, Hadaya D, Schoenbaum TR, Pratt L, Favagehi M. Guided and Navigation Implant Surgery: A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2023; **38**.
74. Russell LA. Osteoporosis and orthopedic surgery: effect of bone health on total joint arthroplasty outcome. *Current rheumatology reports* 2013; **15**(11): 371.
75. López-Cedrún J, Sanromán J, García A, et al. Oral bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws in dental implant patients: a case series. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2013; **51**(8): 874-9.
76. Al-Nawas B, Lambert F, Andersen SWM, et al. Group 3 ITI consensus report: materials and antiresorptive drug-associated outcomes in implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research* 2023; **34**: 169-76.
77. Ruggiero SL. Reply: AAOMS Position Paper on Medication-Related Osteonecrosis of the Jaws—2022 Update. Diagnostic Milestones, Doubts, and Perspectives on MRONJ. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2022; **80**(11): 1724.
78. Bliziotis M, Eshleman A, Zhang X-W, Wiren K. Neurotransmitter action in osteoblasts: expression of a functional system for serotonin receptor activation and reuptake. *Bone* 2001; **29**(5): 477-86.
79. Battaglini R, Fu J, Späte U, et al. Serotonin regulates osteoclast differentiation through its transporter. *Journal of Bone and Mineral Research* 2004; **19**(9): 1420-31.
80. Ortuño MJ, Robinson ST, Subramanyam P, et al. Serotonin-reuptake inhibitors act centrally to cause bone loss in mice by counteracting a local anti-resorptive effect. *Nature medicine* 2016; **22**(10): 1170-9.
81. Silva C, Dos Santos M, Monteiro J, Carneiro SdAS, do Egito Vasconcelos B. Is there an association between the use of antidepressants and complications involving dental implants? A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2021; **50**(1): 96-103.
82. Shariff JA, Abud DG, Bhawe MB, Tarnow DP. Selective serotonin reuptake inhibitors and dental implant failure: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Oral Implantology* 2023; **49**(4): 436-43.
83. Block MS, Mercante D. Selective Serotonin Reuptake Inhibitors May Increase Implant Failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2025.
84. Hansen KE, Jones AN, Lindstrom MJ, et al. Do proton pump inhibitors decrease calcium absorption? *Journal of Bone and Mineral Research* 2010; **25**(12): 2786-95.
85. Costa-Rodrigues J, Reis S, Teixeira S, Lopes S, Fernandes MH. Dose-dependent inhibitory effects of proton pump inhibitors on human osteoclastic and osteoblastic cell activity. *The FEBS journal* 2013; **280**(20): 5052-64.
86. Corley DA, Kubo A, Zhao W, Quesenberry C. Proton pump inhibitors and histamine-2 receptor antagonists are associated with hip fractures among at-risk patients. *Gastroenterology* 2010; **139**(1): 93-101.
87. Ito T, Jensen RT. Association of long-term proton pump inhibitor therapy with bone fractures and effects on absorption of calcium, vitamin B12, iron, and magnesium. *Current gastroenterology reports* 2010; **12**(6): 448-57.
88. Chappuis V, Avila-Ortiz G, Araújo MG, Monje A. Medication-related dental implant failure: systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research* 2018; **29**: 55-68.
89. Tang M, Xie Z. Does the use of proton pump inhibitors lead to an increased risk of dental implant failure? A systematic review and meta-analysis. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* 2025; **30**(4): e512.

90. Chatzopoulos GS, Wolff LF. Is there any relation between proton pump inhibitors and risk of dental implant failure? A large-scale retrospective study using the BigMouth repository. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2025.
91. Sheikh Z, Sima C, Glogauer M. Bone replacement materials and techniques used for achieving vertical alveolar bone augmentation. *Materials* 2015; **8**(6): 2953-93.
92. Felice P, Cannizzaro G, Barausse C, Pistilli R, Esposito M. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. *Eur J Oral Implantol* 2014; **7**(4): 359-69.
93. Iezzi G, Perrotti V, Felice P, Barausse C, Piattelli A, Del Fabbro M. Are < 7-mm long implants in native bone as effective as longer implants in augmented bone for the rehabilitation of posterior atrophic jaws? A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2020; **22**(5): 552-66.
94. Urban IA, Montero E, Monje A, Sanz-Sánchez I. Effectiveness of vertical ridge augmentation interventions: A systematic review and meta-analysis. *Journal of clinical periodontology* 2019; **46**: 319-39.
95. Khoury F, Hanser T. Three-dimensional vertical alveolar ridge augmentation in the posterior maxilla: a 10-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019; **34**(2): 471-80.
96. Urban IA, Saleh MH, Ravidà A, Forster A, Wang HL, Barath Z. Vertical bone augmentation utilizing a titanium-reinforced PTFE mesh: A multi-variate analysis of influencing factors. *Clinical oral implants research* 2021; **32**(7): 828-39.
97. Sagheb K, Schiegnitz E, Moergel M, Walter C, Al-Nawas B, Wagner W. Clinical outcome of alveolar ridge augmentation with individualized CAD-CAM-produced titanium mesh. *International journal of implant dentistry* 2017; **3**: 1-7.
98. Khoury F. Knochen-und Weichgewebeaugmentation in der Implantologie: Quintessenz Verlag; 2024.
99. Bassetti RG, Stähli A, Bassetti MA, Sculean A. Soft tissue augmentation procedures at second-stage surgery: a systematic review. *Clinical oral investigations* 2016; **20**: 1369-87.
100. Urban IA, Montero E, Amerio E, Palombo D, Monje A. Techniques on vertical ridge augmentation: Indications and effectiveness. *Periodontology 2000* 2023; **93**(1): 153-82.
101. Urban I, Montero E, Sanz-Sánchez I, et al. Minimal invasiveness in vertical ridge augmentation. *Periodontology 2000* 2023; **91**(1): 126-44.
102. Urban I. Guided bone regeneration: vertical growth. *Implant Site Development* 2015: 216-31.
103. Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. *European journal of oral implantology* 2012; **5**(1).
104. Nisand D, Picard N, Rocchietta I. Short implants compared to implants in vertically augmented bone: a systematic review. *Clinical oral implants research* 2015; **26**: 170-9.
105. Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *Journal of periodontology* 2010; **81**(6): 819-26.
106. Rossi F, Botticelli D, Cesaretti G, De Santis E, Storelli S, Lang NP. Use of short implants (6 mm) in a single-tooth replacement: A 5-year follow-up prospective randomized controlled multicenter clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 2016; **27**(4): 458-64.
107. Sáenz-Ravello G, Ossandón-Zúñiga B, Muñoz-Meza V, et al. Short implants compared to regular dental implants after bone augmentation in the atrophic posterior mandible: umbrella review and meta-analysis of success outcomes. *International Journal of Implant Dentistry* 2023; **9**(1): 18.
108. Misch CE, Abbas H. Contemporary implant dentistry. 3rd. *St Louis: Mosby* 2008; **1061**.
109. Elias DM, Valerio CS, de Oliveira DD, Manzi FR, Zenóbio EG, Seraidarian PI. Evaluation of different heights of prosthetic crowns supported by an ultra-short implant using three-dimensional finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2020; **33**(1): 81-90.
110. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1981; **52**(2): 155-70.

111. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1997; **12**(3).
112. De Stefano M, Lanza A, Faia E, Ruggiero A. A novel ultrashort dental implant design for the reduction of the bone stress/strain: a comparative numerical investigation. *Biomedical Engineering Advances* 2023; **5**: 100077.
113. Gherlone EF, D'Orto B, Nagni M, Capparè P, Vinci R. Tilted implants and sinus floor elevation techniques compared in posterior edentulous maxilla: A retrospective clinical study over four years of follow-up. *Applied Sciences* 2022; **12**(13): 6729.
114. Annibali S, Cristalli M, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Piloni A. Short dental implants: a systematic review. *Journal of dental research* 2012; **91**(1): 25-32.
115. Sanz-Sánchez I, Sanz-Martín I, Figuero E, Sanz M. Clinical efficacy of immediate implant loading protocols compared to conventional loading depending on the type of the restoration: a systematic review. *Clinical oral implants research* 2015; **26**(8): 964-82.
116. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of dentistry* 2010; **38**(8): 612-20.
117. Akoğlu M, Tatlı U, Kurtoğlu C, Salimov F, Kürkçü M. Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of the single implants in the posterior maxilla. *Clinical implant dentistry and related research* 2017; **19**(4): 624-31.
118. Buser D, Mericske-stern R, Pierre Bernard JP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research* 1997; **8**(3): 161-72.
119. Buser D, Chappuis V, Kuchler U, et al. Long-term stability of early implant placement with contour augmentation. *Journal of dental research* 2013; **92**(12_suppl): 176S-82S.
120. Ravidà A, Barootchi S, Askar H, Del Amo FS-L, Tavelli L, Wang H-L. Long-Term Effectiveness of Extra-Short (≤ 6 mm) Dental Implants: A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2019; **34**(1).
121. Yu X, Xu R, Zhang Z, Yang Y, Deng F. A meta-analysis indicating extra-short implants (≤ 6 mm) as an alternative to longer implants (≥ 8 mm) with bone augmentation. *Scientific reports* 2021; **11**(1): 8152.
122. Fernandes G, Costa B, Trindade H, Castilho R, Fernandes J. Comparative analysis between extra-short implants (≤ 6 mm) and 6 mm-longer implants: a meta-analysis of randomized controlled trial. *Australian Dental Journal* 2022; **67**(3): 194-211.
123. Moraschini V, Mourão CFdAB, Montemezzi P, et al. Clinical comparison of extra-short (4 mm) and long (> 8 mm) dental implants placed in mandibular bone: A systematic review and metanalysis. *Healthcare*; 2021: MDPI; 2021. p. 315.
124. Kermanshah H, Keshtkar A, Hassani A, Bitaraf T. Comparing short implants to standard dental implants: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials with extended follow-up. *Evidence-Based Dentistry* 2023; **24**(4): 192-3.
125. Sumra N, Desai S, Kulshrestha R, Mishra K, Singh RV, Gaonkar P. Analysis of micromovements and peri-implant stresses and strains around ultra-short implants—A three-dimensional finite-element method study. *Journal of Indian Society of Periodontology* 2021; **25**(4): 288-94.
126. Chang S-H, Lin C-L, Hsue S-S, Lin Y-S, Huang S-R. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Medical engineering & physics* 2012; **34**(2): 153-60.
127. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 2010; **30**(1).
128. Chou H-Y, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010; **104**(5): 293-300.
129. Krebs M, Schmenger K, Neumann K, Weigl P, Moser W, Nentwig GH. Long-term evaluation of ANKYLOS® dental implants, part I: 20-year life table analysis of a longitudinal study of more than 12,500 implants. *Clinical implant dentistry and related research* 2015; **17**: e275-e86.

130. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical oral implants research* 2006; **17**(S2): 35-51.
131. Pellizzer EP, Marcela de Luna Gomes J, Araujo Lemos CA, Minatel L, Justino de Oliveira Limirio JP, Dantas de Moraes SL. The influence of crown-to-implant ratio in single crowns on clinical outcomes: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2021; **126**(4): 497-502.
132. Sahrman P, Schoen P, Naenni N, Jung R, Attin T, Schmidlin PR. Peri-implant bone density around implants of different lengths: A 3-year follow-up of a randomized clinical trial. *Journal of clinical periodontology* 2017; **44**(7): 762-8.

7. Anhang

7.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Knochenatrophie nach Judy und Misch ¹	13
Abbildung 2: Klassifikation der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb ⁴³	17
Abbildung 3: Anteile der Implantatlängen an der Gesamtzahl der Implantate	31
Abbildung 4: Postoperative Röntgenkontrolle nach Implantatinserterion	32
Abbildung 5: Präoperative Röntgenaufnahme	32
Abbildung 6: Postoperative Röntgenkontrolle nach Freilegung	32
Abbildung 7: Befund intraoral 1 Woche nach Freilegung	32
Abbildung 8: Röntgenbild nach Einbringen des Scanbodys	33
Abbildung 9: CAD-Design der Implantatkrone	33
Abbildung 10: Implantatkrone	33
Abbildung 11: Implantatkrone in situ von okklusal	33
Abbildung 12: Implantatkrone in situ von vestibulär	33
Abbildung 13: Röntgenbild 365 Tage postoperativ	33
Abbildung 14: Implantatdurchmesser nach Implantatlänge	34
Abbildung 15: Lokalisation der Implantate nach Kieferabschnitt und nach Implantatlänge	35
Abbildung 16: Art der prothetischen Versorgung nach Implantatlänge	36
Abbildung 17 Verteilung des Verblockungszustandes der prothetischen Restauration nach Implantatlänge	37
Abbildung 18: Verteilung Implantatkronenlänge nach Implantatlänge	38
Abbildung 19: Nikotinanamnese nach Implantatlänge	39
Abbildung 20: Messung der Implantatlänge zur Kalibrierung des Röntgenbildes	42
Abbildung 21: Kalibrierung der Messung mithilfe der "Set Scale" Funktion und der bekannten Implantatlänge	42
Abbildung 22: Messung der Distanz der Implantatschulter bis zum ersten Implantat-Knochen-Kontakt	42
Abbildung 23: bGSV Messung der AOIs (a1,a2,a3) und der Kalibrierungsbereiche (c1,c2) zum Zeitpunkt T=0	44
Abbildung 24: bGSV Messung zum Zeitpunkt T=1.	44
Abbildung 25: Messung der Kronenlänge zur Bestimmung der C/I-Ratio	45
Abbildung 26: ICC für Datenerhebung Δ MBL	49
Abbildung 27: ICC für Datenerhebung Δ GSV	49
Abbildung 28: Entwicklung des periimplantären Knochenniveaus	51
Abbildung 29: Entwicklung der periimplantären Knochendichte	52
Abbildung 30: Δ GSV vs. Verblockung (5,2 mm)	53
Abbildung 31: Δ MBL vs. Verblockung (5,2 mm)	54
	71

8. Vorabveröffentlichungen von Ergebnissen

Teile der in dieser Dissertation dargestellten Ergebnisse wurden bereits in folgenden wissenschaftlichen Publikationen veröffentlicht:

Peppmeier, S. M., Henn, P., Graf, T. G., Gehrke, P., & Neugebauer, J. (2026). Retrospective Comparative Analysis of Peri-implant Grayscale Values and Marginal Bone Levels in Ultra-Short Implants (5.2 mm) Placed in Native Bone Versus Standard-Length Implants (> 8 mm) in Augmented Sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 41, s3.