

Aus der Poliklinik  
für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Klinik der Universität München  
Direktor: Prof. Dr. Reinhard HICKEL

**„Postoperative Dimensionsstabilität der relativen  
Augmentation des zahnlosen Alveolarfortsatzes durch eine  
externe Sinusbodenelevation mit einem xenogenen  
Knochenaufbaumaterial (BioOss®)“**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Isabelle Cramer

aus Villach (Österreich)

2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Matthias Folwaczny
Mitberichterstatter:	PD Dr. Dr. Gerson Mast
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. med. dent. Thomas Spinell
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	18.10.2023

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b>	5
1.1. Grundlagen des Sinuslifts	7
1.1.1. Anatomie des Sinus Maxillaris	7
1.1.2. Sinusbodenelevation (Sinuslift)	8
1.1.3. Indikationen und Kontraindikationen des Sinuslifts	8
1.1.4. Prinzip des direkten Sinuslifts nach Tatum	8
1.1.5. Prinzip der indirekten Sinusbodenelevation	9
1.1.6. Augmentationsmaterialien	9
1.1.7. Autogene Knochentransplantate	10
1.1.8. Allogene Knochentransplantate	11
1.1.9. Alloplastische Knochentransplantate	11
1.1.10. Xenogene Knochentransplantate	12
1.2. Stellenwert und Alternativen zum Sinuslift	12
<b>2. Zielsetzung der Studie</b>	14
<b>3. Material und Methode</b>	14
3.1. Datenerfassung und Diagnostik	14
3.1.1. Digitale Volumen Tomographie (DVT)	14
3.1.2. Studienpopulation	16
3.1.3. Implantatsysteme	17
3.1.4. Technische Daten des DVTs	19
3.2. Messungen	21
3.2.1. Knochenmessung nach Implantation	21
3.2.2. Messung des aufgebauten Knochenersatzmaterials vor Implantation	25
3.2.3. Bezeichnungen der Messpunkte und deren Bedeutung:	31
3.3. Statistische Auswertung	32
3.3.1. Vergleich der verwendeten Analyseprogramme	32
3.3.2. Korrelation der Messwerte	34
3.4. Modellauswahl	35
3.4.1. Modell 5 und Modell 7 im Vergleich	36
<b>4. Ergebnisse</b>	38
4.1. Demographische Daten	38
4.2. Anzahl der Messungen	39
4.3. Eingebrachtes Knochenersatzmaterials vor Implantatsetzung	41
4.4. Modelle zur Untersuchung des Resorptionsverhaltens	42

<b>5. Diskussion</b>	47
5.1. Methodendiskussion und Limitationen der Studie	47
5.2. Zeitlicher Verlauf der Resorption des Augmentats	48
5.3. Zusammenhang von Knochenersatzmaterial und Resorptionsverhalten	51
<b>6. Zusammenfassung</b>	54
<b>7. Anhang</b>	55
7.1. Abkürzungsverzeichnis	55
7.2. Abbildungsverzeichnis	56
7.3. Tabellenverzeichnis	57
7.4. Literaturverzeichnis	58
7.5. Danksagung	61
7.6. Eidesstattliche Versicherung	62

## 1. Einleitung

In der heutigen Zeit ist das Streben nach Verbesserung der Kaufunktion, Phonetik und Ästhetik bei vielen Menschen sehr präsent und bleibt auch mit zunehmendem Alter des Patienten erhalten. Vor allem der feststehend verankerte Zahnersatz hat bei vielen Patienten für die Versorgung von partiell bezahnten oder zahnlosen Kiefern hohe Priorität. Hierbei ist die Möglichkeit der enossalen Implantation eine sehr effiziente Methode der feststehenden Verankerung, da sie sowohl durch den verbesserten Prothesenhalt und Tragekomfort als auch durch die Schonung der Nachbarzähne und der Ästhetik dem herausnehmbaren Zahnersatz überlegen ist.

Bei einem Implantat handelt es sich um ein biokompatibles Material, welches als Ersatz verlorener Struktur im lebenden Gewebe dient (1). Bereits im 6. Jahrhundert v. Chr. wurde versucht, Extraktionsalveolen mit autogenen, homologen oder heterologen Zähnen zu versorgen, was man bereits als ersten Versuch der Implantatsetzung bezeichnen könnte. Daraufhin entwickelten sich zahlreiche weitere Behandlungsansätze, wie zum Beispiel die 1807 entwickelte Methode von Jourdan und Magiolo, welche ein konisches Rohr aus Gold als Sofortimplantat verwendeten. Dem folgte im Jahre 1946 der Versuch von Formigginis eine Heliokolloidschraube aus Tantal in einer Extraktionsalveole zu positionieren. Ebenfalls zu dieser Zeit, 1937, entwickelte Müller die sogenannte subperiostale Einlagerung von Implantaten, welche 50-er und 60-er Jahren verwendet wurde, jedoch dann aufgrund des hohen Aufwands und des mangelnden Erfolges von anderen Methoden abgelöst wurde. In den 70er-Jahren kam es wieder zur verstärkten Verwendung von enossalen Implantaten, wobei zahnwurzelähnlich geformte Implantate die zuvor häufig herangezogenen Extensionsimplantate (Blattimplantate) vom Markt verdrängten (2). Die ersten wirklich gelungenen Implantationen fanden dann im Jahre 1965 durch Per Ingvar Brånemark und seine Methode das biokompatible Titan als Werkstoff zu verwenden, statt (3). Es existiert eine Vielzahl kontrollierter Studien zur Implantation entsprechend dem Brånemark-Protokoll. Diese ergeben eine Überlebensrate moderner Implantatsysteme von mittlerweile 97% nach 8 Jahren (4), 96,4% nach 10 Jahren (5) und 95% nach 20 Jahren (6). Jedoch bedarf die erfolgreiche Einbringung eines Implantates ein ausreichendes Restknochenvolumen, welches im seitlichen Oberkiefer aufgrund der

Pneumatisation der unmittelbar angrenzenden Kieferhöhlen und der altersbedingten Atrophie des Alveolarfortsatzes der Maxilla, oft nicht mehr anzutreffen ist (7). Zudem befindet sich in der Region über dem ersten Molaren der tiefste Punkt der Kieferhöhle, wodurch in diesem Bereich des Gebisses eine enossale Implantation häufig auf ein besonders stark reduziertes knöchernes Lagergewebe trifft (8).

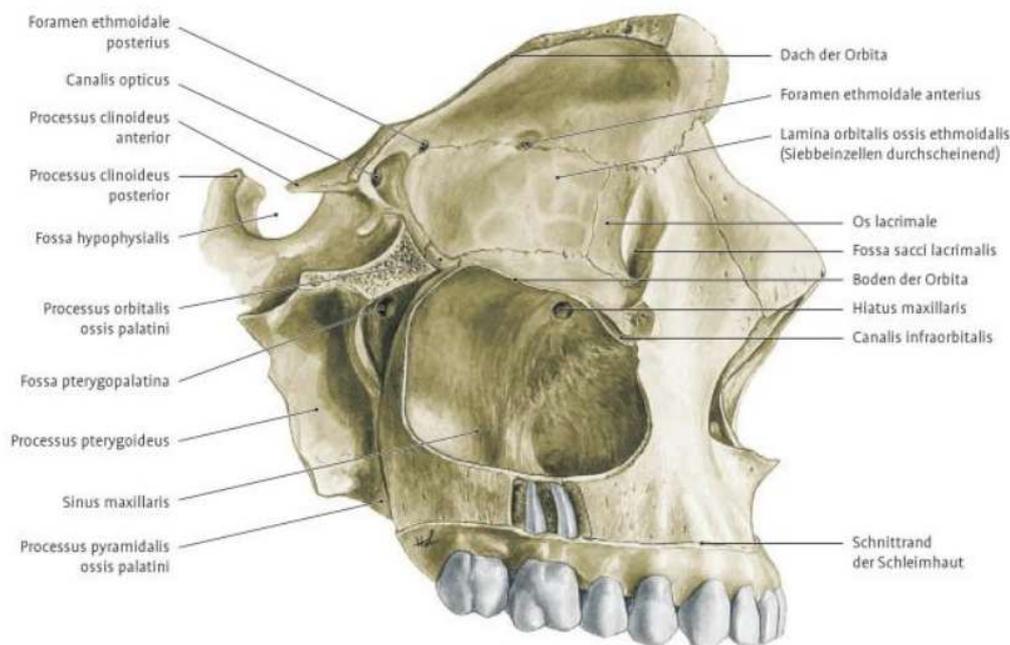


Abbildung 1: Darstellung des Sinus Maxillaris von lateral. Der am weitesten kaudal gelegenen Punkt der Kieferhöhle ist in der Regel kranial des ersten Molaren im Oberkiefer anzutreffen. (8)

Im Zeitraum von 6 Monaten bis 2 Jahren nach der Zahnentfernung findet zunächst eine rasche, später eine deutlich langsamere aber kontinuierliche Resorption von ca. 0,1 - 0,5 mm pro Jahr statt (9). Die Ursache für diese Atrophie wird sowohl in der fehlenden funktionellen Kaukraftbelastung des Knochens als auch in dem verlorenen metabolischen Austausch zwischen dem Zahn und dem zahntragenden Kieferknochen gesehen (10). Zur vertikalen Vergrößerung des knöchernen Implantatlagers stellt die relative Erhöhung des zahnlosen Alveolarfortsatzes durch eine Sinusbodenelevation mit Einlagerung von Knochen bzw. Knochenersatzmaterial in den therapeutisch geschaffenen Subantralraum eine der häufigsten Augmentationstechniken bei geringer Knochenhöhe im Oberkiefer Seitenzahnbereich dar. Für diese Technik ergeben Studien

eine Überlebensrate der Implantate von mittlerweile 96,7% bei einem Beobachtungszeitraum von 48 bis 60 Monaten (11).

## 1.1.Grundlagen des Sinuslifts

### 1.1.1. Anatomie des Sinus Maxillaris

Die Kieferhöhle (lat. sinus maxillaris) fasst ein Volumen von ungefähr 12-15 cm<sup>3</sup> und liegt pyramidenförmig als größte Nasennebenhöhle im Corpus der Maxilla. Sie grenzt kranial an den Orbitaboden. Dorsal läuft die Kieferhöhle in das Tuber maxillae aus, eine knöcherne Erhebung gleich hinter dem letzten Molaren. In dieser Region befinden sich zahlreiche wichtige Leitungsbahnen und Strukturen, wie z.B. die Ateria maxillaris, der Nervus palatinus major oder das Ganglion pterygopalatinum (12).

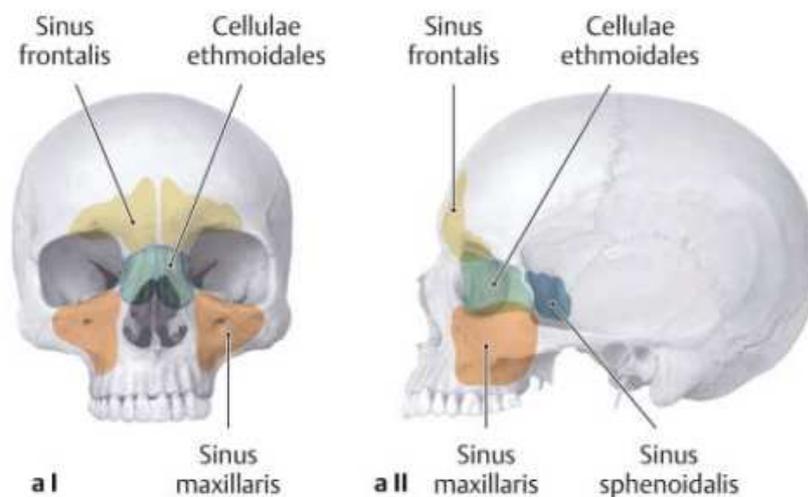


Abbildung 2: Darstellung der Nasennebenhöhlen (Sinus paranasales): Lage der Nasennebenhöhlen in Projektion auf den Schädel in der Ansicht von frontal (I) und links-lateral (II) (13)

Die mediale Begrenzung stellt die Nasenhöhle, genauer gesagt, die laterale Wand des unteren und mittleren Nasengangs dar. Die anteriore, faciale Wand des Sinus wird von der Facies anterior der Maxilla mit der Fossa canina gebildet. Sie besteht aus einem dünnen, kortikalen Knochen, ihre Dicke variiert meist zwischen 0,5 und 2 mm. Die

laterale Wand geht in den Processus zygomaticus über. Die Crista zygomatico-alveolaris bildet die Grenze zur posterioren Wand (12).

#### 1.1.2. Sinusbodenelevation (Sinuslift)

Im Zuge der Sinusbodenelevation wird über einen lateralen oder krestalen Zugang zur Kieferhöhle durch Präparation der Kieferhöhlenschleimhaut ein subantraler Raum geschaffen, der durch Eigenknochen oder Knochenersatzmaterial aufgefüllt wird (10). Das Ziel der Sinusbodenelevation bzw späteren chirurgischen Insertion eines enossalen Implantats (14).

#### 1.1.3. Indikationen und Kontraindikationen des Sinuslifts

Das Vorliegen von verringertem vertikalen Knochenangebot im Oberkieferseitenzahnbereich bei anschließend geplanter Versorgung mit Implantaten ist eine Indikation für die Behandlung durch einen Sinuslift (15). Als absolute Kontraindikationen sind die nicht therapierte chronische oder akute Sinusitis (Infektionsrisiko), dauerhafte Immunsuppression, schlechte Mundhygiene und Zustand nach Organtransplantation (6 Monate postoperativ) zu nennen. Die allergische Rhinitis, Diabetes mellitus, Zustand nach Radiatio und eine Bisphosphonattherapie werden ebenfalls als relative Kontraindikationen einer Sinusbodenelevation genannt (16).

#### 1.1.4. Prinzip des direkten Sinuslifts nach Tatum

Die ursprüngliche Technik der Sinusbodenelevation wurde von O. Hilt Tatum (USA) 1976 auf der Alabama Implant Conference (14) vorgestellt. Bei dieser Methode wird ein Zugang zur Kieferhöhle über eine vestibulär angelegte, ca 1-2 cm<sup>2</sup> Antrostomie geschaffen. Nachfolgend wird die Kieferhöhlenschleimhaut (Schneider Membran) in den kaudalen Portionen stumpf vom Kieferhöhlenboden präpariert, nach medial und kranial mobilisiert und angehoben. In den entstehenden subantralen Hohlraum wird schließlich, ein partikulärer autologer Knochen oder ein Knochenersatzmaterial

eingbracht. Das Augmentat wird anschließend vom ortsständigen Knochengewebe durchwachsen und teilweise durch neues Knochengewebe ersetzt und teilweise in den neu entwickelten Knochen eingebaut. Das entstehende Hartgewebe kann nach der Heilung zur stabilen Verankerung von enossalen Implantaten dienen (17).

#### 1.1.5. Prinzip der indirekten Sinusbodenelevation

Das Vorgehen des indirekten (internen) Sinuslifts mit Hilfe der Osteotomtechnik wurde von Summers 1994 beschrieben und ist ab einer Knochenhöhe von minimal 5 mm anwendbar (18). Zu dieser Zeit ging man davon aus, dass eine vertikale Knochenhöhe von mindestens 10 mm als Grundlage für die erfolgreiche Implantation gewährleistet sein sollte (19). Bei Summers Operationsmethode erfolgt die rotierende Aufbereitung des Implantatbetts bis ca. 2 mm unter den Kieferhöhlenboden. Darauffolgend schafft man den Zugang zur Kieferhöhle durch das Implantatbett von krestal, unter Verwendung spezieller Osteotome in aufsteigendem Durchmesser (10), die eine kontrollierte Fraktur des Kieferhöhlenbodens ermöglichen. Dabei wird vorsichtig die Kieferhöhlenschleimhaut am Boden des Sinus Maxillaris abgelöst und in den wiederum entstandenen subantralen Raum unter der Schneiderschen-Membran mit Knochenersatzmaterial gefüllt (20).

#### 1.1.6. Augmentationsmaterialien

Bei Augmentationsmaterial handelt es sich um eine Substanz zum Aufbau eines knöchernen Defektes.

Grundsätzlich versteht man unter dem Begriff Augmentationsmaterial jegliches Material, welches zum Ersatz bzw. zur Überbrückung eines knöchernen Defektes dienen kann (21). Moderne Knochenersatzmaterialien müssen definierte Voraussetzungen erfüllen. Die wichtigsten sind die reizlose ortsständige Integration in den Knochen, die Aussicht auf eine zuverlässig steuerbare Defektauffüllung und Volumenstabilisierung des umliegenden Weichgewebes. Eine weitere Grundvoraussetzung ist der Ausschluss von infektiösen, kanzerogenen und allergisierenden Wirkungen. Weder das

eingebraachte Material, noch dessen Abbauprodukte dürfen den menschlichen Organismus negativ beeinflussen (22). Zudem sollte es unbegrenzt zur Verfügung stehen, kostengünstig, sterilisierbar und einfach in seiner Verarbeitung sein. Das Augmentationsmaterial kann durch histomorphologische und histologische Analysen untersucht werden und Auskunft über die Integration, Resorption und Eignung als Knochenersatzmaterial geben.

Wichtige Begriffe im Zusammenhang mit der Knochenregeneration sind die Osteokonduktivität und die Osteoinduktivität, welche voneinander klar getrennt werden sollten. Bei der Osteokonduktivität dient das Knochenersatzmaterial den osseogenen Zellen als Leitschiene. In dieser Zielstruktur können die Osteoblasten und Gefäße in das Knochenersatzmaterial einwachsen und neuen Knochen aufbauen (23). Jedoch muss hierfür eine ausreichende Porengröße von circa 80-120 µm, eine Interkonnektion der einzelnen Poren und eine gute Durchblutung des Augmentatlagers gewährleistet sein (22). Osteoinduktivität bezeichnet die Eigenschaft eines Materials Knochenneubildung durch Beeinflussung mittels biologischer Mediatoren oder Wachstumsfaktoren, wie zum Beispiel bone morphogenetic proteins, aktiv anzuregen.

Diese Mediatoren sind Bestandteile des Augmentats und führen im Gewebe zu einer Proliferation und Differenzierung mesenchymaler Zellen, die in der Transplantatregion zur Knochensynthese beitragen (21). Ein weiterer wichtiger Begriff ist die Osteogenese, bei welcher das Transplantat selbst lebende Zellen beinhaltet, die neue Knochen bilden können. Knochenersatzmaterialien können nach unterschiedlichen Eigenschaften eingeteilt werden. Eine große Unterteilung ist jene nach dem Ursprung des Materials.

#### 1.1.7. Autogene Knochentransplantate

Bei einem autogenen Knochenersatzmaterial sind Spender und Empfänger des Transplantates identisch und werden simultan mit der geplanten Augmentation entnommen. Ein Vorteil den das autogene Knochentransplantat mit sich bringt, ist die fehlende Gefahr der Infektionsübertragung. Nachteilig bei den autogenen Knochenspenden ist die Tatsache, dass sie nur limitiert extra-, oder intraoral gewonnen werden können und eine erhöhte Morbidität im Zusammenhang mit der Entnahme des

zu übertragenden Gewebes auslösen. Die Spongiosa, welche durch ihre große Porosität und dadurch auch höhere Osteokonduktivität der Kompakta vorzuziehen ist, wird am häufigsten aus den Beckenknochen entnommen. Zudem verringert sich die osteogene Potenz stets mit zunehmendem Lebensalter des Patienten. Auch die funktionale Qualität des Spongiosatransplantates ist kritisch zu betrachten, da sie nur eine geringe Festigkeit und eine hohe Resorptionstendenz zeigt (21).

#### 1.1.8. Allogene Knochentransplantate

Bei allogenen Knochen Spenden, welche erstmals 1881 erfolgreich von Sir William MacEwen durchgeführt wurden (23), gehören Spender und Empfänger der gleichen Spezies an, sind aber zwei verschiedene Individuen. Im Gegensatz zu autologem Knochen sind sie unlimitiert verfügbar und es besteht die Möglichkeit sie in mineralisierter (FDBA) oder demineralisierter (DFDBA), gefrorener oder lyophilisierter Form herzustellen. Bei den demineralisierten Knochenersatzmaterialien wurden die anorganischen Bestandteile des Knochens entfernt, was sich positiv auf die osteoinduktive Wirkung auswirkt, da die organische Knochenmatrix freiliegt und die Matrixproteine leichter in das Implantatlager diffundieren können (21). Im Allgemeinen ist eine osteokonduktive Wirkung häufig vorhanden, jedoch ist die Osteogenese und Osteoinduktion oftmals nicht gegeben (24). Auch die Gefahr der Krankheitsübertragung und der immunologischen Abstoßung ist zu berücksichtigen (21). Des Weiteren wird die osteogenetische Potenz und Funktionsfähigkeit des Materials durch den Vorgang des Einfrierens oder Gefriertrocknens vermindert (25).

#### 1.1.9. Alloplastische Knochentransplantate

Alloplastische Materialien sind Stoffe synthetischen, körperfremden Ursprungs, wie zum Beispiel Hydroxylapatite, Trikalziumphosphate und bioaktive Gläser. Diese gelten als besonders biokompatibel und osteokonduktiv. Sie stehen unlimitiert in Partikel- oder Blockform zur Verfügung, eine Krankheitsübertragung ist nicht zu befürchten (21). Die

Unterschiede liegen in ihrer Resorbierbarkeit, so sind zum Beispiel Trikalziumphosphate gut resorbierbar, Hydroxylapatite hingegen kaum bis gar nicht (26).

#### 1.1.10. Xenogene Knochentransplantate

Spricht man von einem xenogenem Knochentransplantat, handelt es sich um eine sterilisierte, deproteinierte Spende. Das Transplantat kommt von einer anderen Spezies, diese kann sowohl pflanzlicher als auch tierischer Herkunft sein. Der Vorgang der Deproteinisierung erfolgt mittels organischer Lösungsmittel und durch Wärmebehandlung, was dazu führt, dass nur noch das Mineralgerüst aus karbonisiertem Hydroxylapatit bestehen bleibt, welches dem menschlichen Knochen sehr ähnelt. Der erste dokumentierte Versuch einer xenogenen Transplantation stammt von dem im 16. Jahrhundert lebendem Niederländer Job van Mee'kren, welcher einen Schussdefekt im Schädel mittels eines Hundeknochen zu versorgen versuchte (25). Heutzutage sind die xenogenen Produkte meist boviner (Rind), aber auch equiner (Pferd) oder porciner (Schwein) Herkunft. Sie finden vor allem in der Zahnmedizin aufgrund ihrer hohen osteokonduktiven Eigenschaften und geringen Resorptionsrate bei Durchführungen von Sinusbodenanhebungen Verwendung. Es hat sich durch verschiedene Studien gezeigt, dass die Überlebensrate von gesetzten Implantaten, bei welchen zuvor ein Knochenaufbau xenogener Herkunft durchgeführt wurde, nicht von diesem negativ beeinflusst wird (27). Aufgrund ihres interkonnektierenden Porensystems können bovine Hydroxylapatitmaterialien erfolgreich Knochen neu bilden (28).

#### 1.2. Stellenwert und Alternativen zum Sinuslift

Der Anteil der älteren Bevölkerung in Deutschland hat sich in den letzten Jahren erheblich erhöht. So befand sich laut dem statistischen Bundesamt im Jahre 2015 ca. jeder fünfte Deutsche in einem Alter von über 65 Jahren. 2030 wird dieser Anteil auf knapp 29% und 2050 würde bereits jeder dritte Bürger in dieser Altersstufe und aufwärts sein. Hinzu kommt die steigende Lebenserwartung und somit die Problematik

der Zahnlosigkeit, die durch das Setzen von Implantaten gelöst werden kann. Die Durchführung der Sinusbodenelevation kann die Indikation für eine Implantation erheblich erweitern. Es wurde in mehreren Studien gezeigt, dass die dadurch mögliche Insertion von Implantaten >10mm einen positiven Effekt auf die Langzeiterfolgsrate dieses Eingriffs hat. Vor allem im Seitenzahnbereich, in dem die Knochendichte, im Vergleich zum Frontzahnbereich meistens geringer ist, ist dies von Vorteil (29).

Sind Kontraindikationen (wie zum Beispiel eine Radio-, oder Bisphosphonat Therapie, Immunsuppression oder Herz-Kreislauf-Erkrankungen) für eine Durchführung der Sinusbodenelevation vorhanden, müssen potenzielle Alternativen zu dieser Behandlung in Betracht gezogen werden, wie zum Beispiel die Versorgung mittels festsitzender Brücken oder das Anfertigen eines herausnehmbaren Zahnersatzes. Eine Variante, die Sinusbodenelevation zu umgehen, wäre das Setzen kurzer Implantate, wenn der vorhandene Anteil an Restknochen (über 4-5mm) dies ermöglicht (30).

Die Implantatlänge ist definiert als die Länge zwischen Plattform und Apex des Implantates, jedoch gibt es keine einheitliche Klassifikation ab welchen Maßen ein Implantat als „kurzes Implantat“ anzusehen ist. In manchen Studien werden jene Implantate < 10 mm als kurz betrachtet (31), andere sprechen erst ab einer Länge von < 8 mm (30) von kurzen Implantaten. Durch den Verzicht der Augmentation bedeuten sie für den Patienten weniger Risiken für Komplikationen, eine kürzere Nachbehandlungsdauer sowie geringere Kosten. Um genügend Stabilität des Implantats und ausreichende Krafteinleitung in den Kiefer gewährleisten zu können, muss das Gewindeprofil des Implantats sowie dessen Oberfläche optimal im Sinne einer Mikrostrukturierung und einem vergrößerten Implantatdurchmesser (32) gestaltet sein. Viele Untersuchungen zeigen bisher keine Unterschiede der Überlebensrate von kurzen Implantaten gegenüber längeren Implantaten (33) bei einer Nachbeobachtung von bis zu 5-Jahren.

## **2. Zielsetzung der Studie**

Ziel der Studie war die Untersuchung der postoperativen Volumenstabilität eines xenogenen Knochenersatz Materials nach Einsatz im Rahmen eines externen Sinuslifts. Neben der Erfassung der Höhe des eingebrachten Augmentats sollte insbesondere die zeitliche Dynamik der Resorption des Aufbaumaterials dargestellt werden. Zudem sollten mögliche klinische sowie radiologische Einflussfaktoren identifiziert werden um die Vorhersagbarkeit einer Augmentation zu verbessern.

## **3. Material und Methode**

### **3.1. Datenerfassung und Diagnostik**

Das folgende Kapitel setzt sich mit der Methode der Erhebung der relevanten Daten für die vorliegende Dissertation auseinander. Die Bildgebung erfolgte durch die digitale Volumentomographie. Das Prinzip dieser wird im folgenden Unterkapitel genauer erläutert.

#### **3.1.1. Digitale Volumen Tomographie (DVT)**

Seit Ende der 90-er Jahre finden Geräte zur digitalen Volumentomographie (DVT) in der Zahnmedizin Verwendung. Das Funktionsprinzip des DVTs (Englisch „cone beam computed tomography“; CBCT) beruht auf der Verwendung eines konusförmigen Strahlengangs. Das zu untersuchende Areal wird hierbei durch eine einmalige 360° Rotation des Sensors, welcher sich gegenüber der Strahlenquelle befindet, erfasst. Während dieser kreisförmigen Umrundung werden in der Regel zwischen 100 und 400 Einzelprojektionen aufgenommen (34). Mit jeder Projektion wird die exakte Winkelposition der Rotation von Röntgenquelle und bildaufnehmendem flachen Detektor erfasst und so die geometrische Rekonstruktion des Strahlenganges für jedes Detektorpixel der einzelnen Projektionen ermöglicht. Das durchstrahlte Objekt wird durch die Berechnung von kleinen, isotropen Volumenelementen, sogenannte Voxel repräsentiert. Bei der Rückprojektion wird der gemessene Intensitätswert des Detektorpixels gleichmäßig auf alle Voxel, die der jeweilige Röntgenstrahl von der Quelle

bis zum Sensorelement des Detektors durchstreift, aufgeteilt. Dieses Rechenverfahren wird auf alle Einzelprojektionen der 360°Drehung angewendet, wobei für jedes Voxel die Summe aller errechneten Werte gebildet wird. Als Ergebnis erhält man die Volumendarstellung der DVT Aufnahme als ein von Voxeln gebildeter Kubus. Jedes Voxel enthält dabei den Wert aus allen Projektionen und entspricht idealerweise der Röntgenabsorption des exponierten Objekts an dieser Stelle (35).

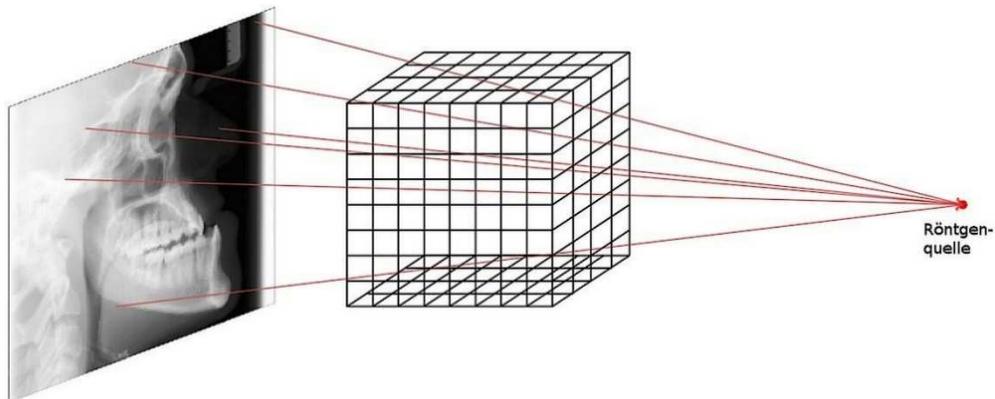


Abbildung 3: Schematischer Aufbau eines Volumendatensatzes bestehend aus kubischen Volume Elements („Voxeln“)(35)

Ein Nachteil dieser Bildgebung ist jedoch das Vorkommen von Artefakten. Besondere Aufmerksamkeit sollte den sogenannten Aufhärungsartefakten gewidmet werden, die in der unmittelbaren Umgebung von hochdichten Objekten wie Titanimplantaten auftreten. Aufhärungsartefakte entstehen durch die schwerpunktmäßige Verschiebung des kontinuierlichen Spektrums durch Objekte hoher Dichte. Die in DVTs verwendeten Röntgenquellen emittieren ein kontinuierliches Spektrum im Bereich von 80 keV bis 140 keV. Bei der Durchdringung von Materie wird niederfrequente Strahlung stärker gestreut als höherfrequente Anteile. Mit zunehmender Abschwächung wird daher die transmittierte Strahlung im Schwerpunkt ihres Spektrums in Richtung kürzerer Wellenlängen verschoben. Die in DVT Systemen verwendeten Detektoren sind jedoch nicht energieauflösend. Sie messen nur die deponierte Gesamtenergie, was dem Mittelwert der Photonenenergie entspricht und sind nicht in der Lage Photonen unterschiedlicher Energie zu unterscheiden. Das bedeutet, dass hinter stark

absorbierenden Materialien eine in Relation zu hohe Energie der Röntgenstrahlung detektiert wird, was in der Interpretation des Messwertes zur irreführenden Darstellung von wenig röntgendichtem Gewebe führt. Bei den im Strahlengang liegenden hochdichten Objekten wie Titanimplantaten tritt durch die starke Strahlaufhärtung für nahe an den Objektkanten liegenden Strahlen eine zu hoch bewertete Transmission der Voxel auf. Das zeigt sich als dunkle Umgrenzung des Objektes in den DVT Schichtbildern und wird als Aufhärtungsartefakt bezeichnet wird (36).

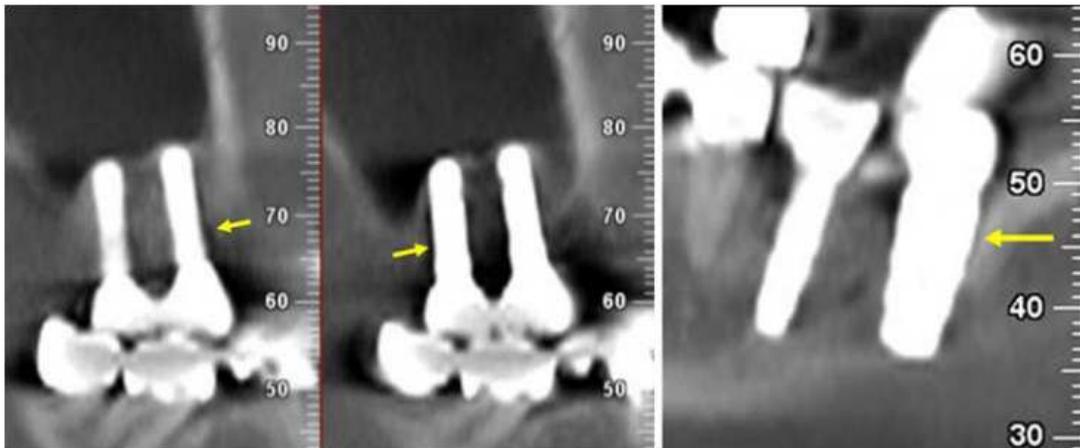


Abbildung 4: Periimplantäre Aufhellung (gelber Pfeil) verursacht durch Entstehung von Artefakten aufgrund metallischer Implantate (36)

### 3.1.2. Studienpopulation

Im Rahmen dieser retrospektiven Studie wurden aus dem Patientenkollektiv einer Privatpraxis jene Personen ausgewählt, welche im Zeitraum zwischen den Jahren 2009-2019 mindestens ein Implantat in Kombination mit einer klassischen offenen Sinusbodenelevation nach Tatum erhalten haben. Daraus ergab sich eine Anzahl von insgesamt 152 Patienten, die nach Definition exakter Ein- und Ausschlusskriterien weiter untersucht wurden.

Die Einschlusskriterien setzten sich wie folgt zusammen:

- Mindestens ein Implantat im seitlichen Oberkiefer in der Position des zweiten Prämolaren, ersten Molaren oder zweiten Molaren (Zahn 15, 25, 16, 26, 17, 27).

- Im Zusammenhang mit der Implantatversorgung musste eine externe Sinusbodenelevation unter ausschließlicher Verwendung von xenogenem Knochenersatzmaterial (BioOss®) durchgeführt worden sein.
- Mindestens 2 DVT-Darstellungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach dem chirurgischen Aufbau des Kieferhöhlenbodens.

Als Ausschlusskriterien dieser Studie sind vor allem Patienten mit Perforationen der Schneider'schen Membran zu nennen, welche klinisch zum Zeitpunkt des Sinuslifts und/oder der Implantation festgestellt wurden. Weitere Ausschlussfaktoren waren fehlende oder qualitativ unzureichende DVT Aufnahmen, die eine exakte Bestimmung der zur Messung herangezogenen Referenzpunkte nicht ermöglichten.

### 3.1.3. Implantatsysteme

In der Untersuchung wurden Titanimplantate von vier unterschiedlichen Herstellern unterschiedlicher Größen (Implantatlänge und Implantatdurchmesser) je nach individueller Indikation verwendet. Die maximale Implantatlänge betrug 12mm (Zimmer SPWB MTX) und die minimale Implantatlänge bezifferte sich auf 8mm (Straumann SLA S RN). Der Implantatquerschnitt beträgt zwischen 3,7mm als Minimum und 5,0mm als maximaler Wert.

Die nachfolgende Tabelle umfasst eine Auflistung der bei dieser Studie in die Kieferhöhle eingebrachten Implantatsysteme:

<b>Implantatsystem</b>	<b>Maße</b>
3i Biomet	4x 11,5 mm
3i Biomet	4 x 10 mm
3i Biomet	5x 10 mm
3i Biomet	5x 8,5 mm
Straumann SLA S RN	4,1x 8mm
Straumann SLA S RN	4,1x 10mm
Straumann SLA S RN	4,8 x 12mm
Sweden Martin A-ZT	5 x 11,5mm
Sweden Martin A-ZT	4,25 x 8,5 mm
Sweden Martin A-ZT	5 x 8,5mm
Sweden Martin A-ZT	5x 11,5mm
Zimmer SPWB MTX	4,8 x 10mm
Zimmer SPWB MTX	4,8 x 12mm
Zimmer SPWB MTX	3,7 x 10mm

*Tabelle 1: Auflistung der in dieser Studie verwendeten Implantatsysteme und deren Maße (Durchmesser und Länge des Implantats in mm)*

Alle gesetzten Implantate wurden mittels Einzelkronen oder Brückenkonstruktionen feststehend versorgt.

### 3.1.4. Technische Daten des DVTs

Alle Datensätze wurden von dem Jahr 2009 bis 2015 mit dem DVT-Gerät Galileos Compact (Sirona) und ab dem Jahr 2015 mit Orthophos SL 3D (Sirona) angefertigt. Das DVT-Gerät Galileos Compact von dem Hersteller Sirona verfügt über ein Aufnahmevervolumen von 12 cm Durchmesser mal 15 cm Höhe und eine isotrope Voxelkantenlänge (in 3D) von 0,3mm. In Bezug auf den Röntgenstrahler sind eine kV Zahl von 85 und mA Werte von 5-7 zu nennen. Dem gegenüber steht das aktuellere DVT Gerät Orthophos SL 3D (Sirona) mit folgenden technischen Angaben: Das Aufnahmevervolumen beträgt je nach Einstellung 5 bis 11 cm im Durchmesser und 5,5 bis 10 cm in der Höhe. Die isotrope Voxelkantenlänge liegt bei 0,08mm und die kV liegen bei 60-90, während die mA Werte des Geräts bei 3-16 liegen.

<b>Leistungsmerkmal</b>	<b>Orthophos SL 3D</b>	<b>Galileos Compact</b>
<b>Aufnahmevervolumen</b>	5-11 cm x 5,5 -10 cm	12 cm x 15 cm
<b>Auflösung (3D Voxelkantenlänge)</b>	0,08 mm	0,3 mm
<b>kV</b>	60-90	85
<b>mA</b>	3-16	5-7
<b>Effektive Dosis</b>	3 - 273 $\mu$ Sv	< 29 $\mu$ Sv

*Tabelle 2: Technische Informationen der verwendeten DVT Geräte: Orthophos SL 3D und Galileos Compact von (Sirona)*

Für jede DVT-Aufnahme bestand eine rechtfertigende medizinische Indikation entsprechend den gesetzlichen Vorgaben. Die retrospektiv ausgewählten Aufnahmen wurden anonymisiert in ein DICOM (digital imaging and communications in medicine) Format umgewandelt und anschließend über spezielle Auswertungsprogramme

(InVivo6 und Galileos Sidexis4) verarbeitet und analysiert. Sämtliche Messungen wurden von demselben Untersucher durchgeführt und von einem zweiten Untersucher überprüft.

Die Röntgenmessungen wurden von zwei unabhängigen Untersuchern (IC und TS) durchgeführt. Der Standarduntersucher SE (IC) wurde vom Principal Investigator PI (TS) in der dreidimensionalen Ausrichtung der Scans und der Durchführung der Röntgenmessungen geschult und eingewiesen. Screenshots der Messungen wurden erstellt und von den Prüfern gemeinsam begutachtet. Anhand eines Satzes von fünf Patientenfällen wurde die Reproduzierbarkeit gemessen. Messungen, die mehr als 1 mm voneinander abwichen, wurden in Anwesenheit des PI wiederholt und besprochen. Dieser Schritt wurde wiederholt, bis eine Intra-Untersucher-Übereinstimmung von > 90 % für eine Übereinstimmung innerhalb von 1 mm Übereinstimmung erreicht wurde. Zur Beurteilung der Zuverlässigkeit zwischen den Prüfern wurden Korrelationskoeffizienten zwischen den Klassen (ICC) berechnet. Die Übereinstimmung zwischen den Prüfern betrug 92% innerhalb von 1 mm und 67% innerhalb von 0,5 mm. Bei Meinungsverschiedenheiten zwischen den Untersuchern, meist wenn die Grenze zwischen verdickter Schneider'scher Membran und Knochentransplantat nicht erkennbar war, wurden die Messungen wiederholt und von den Untersuchern gemeinsam besprochen.

### 3.2.Messungen

Im folgenden Kapitel werden die durchgeführten Messungen des eingebrachten Knochenmaterials zu unterschiedlichen Zeitpunkten (nach der Sinuslift Operation und nach der Implantatsetzung) genauer erläutert.

#### 3.2.1. Knochenmessung nach Implantation

Die Vermessung des aufgebauten periimplantären Knochenverhältnisses nach der Implantation wurde mit dem Programm SIDEXIS® (Version 4.3.) der Firma SIRONA Dental Systems durchgeführt und fand wie folgt statt:

1. Vorbereitung des Röntgenbildes: Um in der dreidimensionalen Darstellung stets denselben Ausgangspunkt für eine Messung finden zu können, wurde das zentrale Schraubenloch des Implantatkörpers aufgesucht. Dieses musste in den zwei untersuchten Ebenen der Schnittbilder (Transversal-, und Longitudinalebene) sichtbar sein, um reproduzierbare Messdaten zu erhalten.

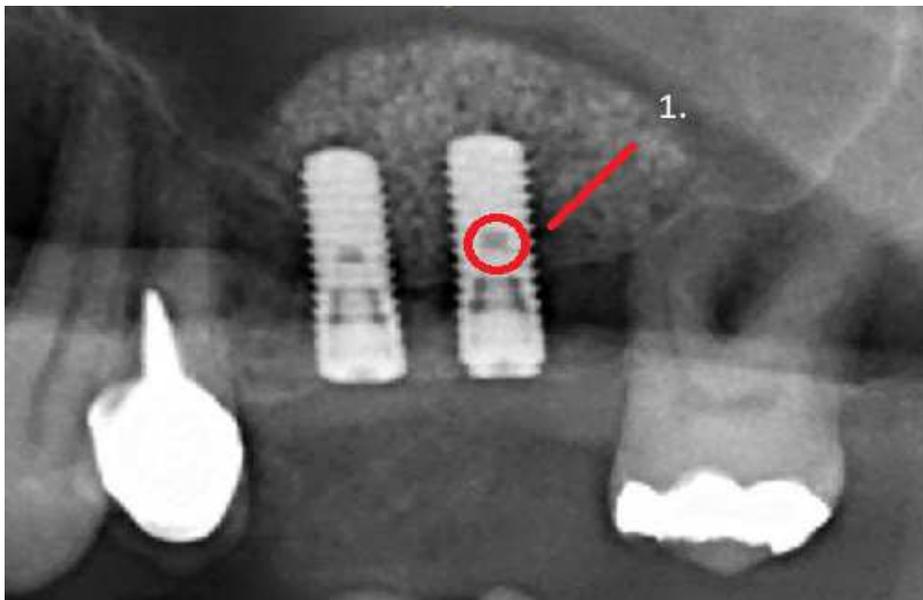


Abbildung 5: Schritt 1: Aufsuchen des zentralen Schraubenlochs nach Sinusbodenelevation und Implantatinsertion (1.). Ansicht der Messung in der Longitudinalebene

2. Eine Senkrechte Linie wird mittig durch das zentrale Schraubenloch (roter Kreis) gezogen, um dann die „Nulllinie“ konstruieren zu können.

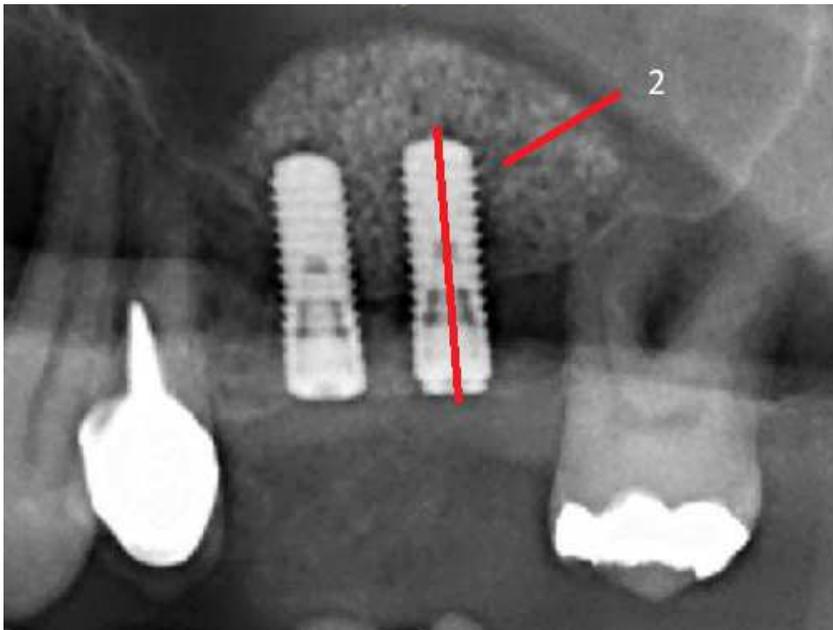


Abbildung 6: Schritt 2: Ziehen der senkrechten Linie (rote Linie inmitten des Implantats) durch den Implantatkörper (2.)

3. Konstruktion der „Nulllinie“ tangential an die Implantat Spitze. Von dieser Linie aus wurden sämtliche Messungen des aufgebauten Knochenniveaus gestartet. Vor Insertion des Knochenersatzmaterials ist das Knochenangebot unter der Nulllinie und wurde daher mit einem negativen Millimeter Betrag gekennzeichnet. Überstieg der vorhandene oder ersetzte Knochen die Nulllinie, so wurde dies mit einem positiven Millimeterwert dargestellt.

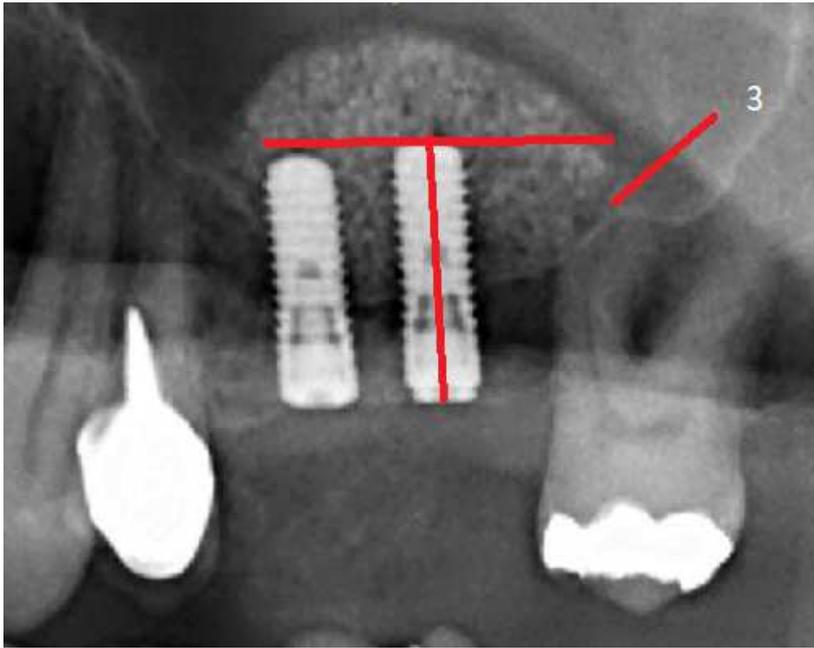


Abbildung 7: Schritt 3: Einzeichnen der Nulllinie im 90Grad Winkel zur Implantatachse (rote horizontale Linie) (3.)

4. Die quantitative Erfassung der linearen Knochenhöhe erfolgte jeweils in einem Abstand von 3 und 4 mm um das Implantat (distal, mesial, bukkal, oral) und zentral über dem Implantat. Die ermittelten Werte wurden in eine Tabelle übertragen.

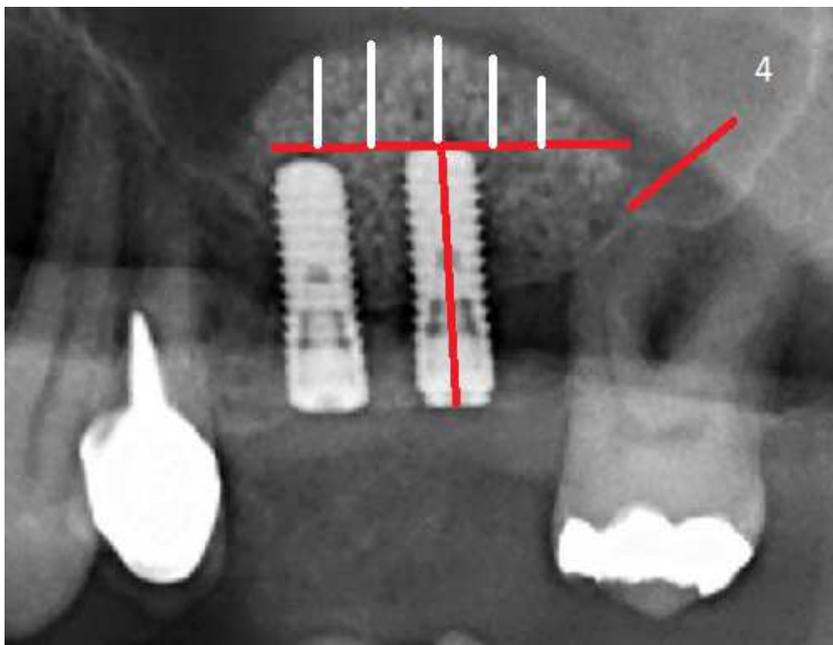


Abbildung 8: Schritt 4: Messung des Knochenaufbaus mesial und distal (3mm und 4mm) sowie zentral über dem Implantat (weiße Linien). Gemessen wurde jeweils ausgehend von der Nulllinie (rote horizontale Linie) bis zum höchsten Punkt des Knochenaufbaus

5. Die Messung des Volumens des Augmentats im zeitlichen Verlauf wurde an allen nachfolgenden Bilddaten (DVT Datensätze nach Implantation) unter Verwendung der zuvor dargestellten räumlich unveränderten Referenzpunkte wiederholt. Somit konnte die Resorptionsrate des Knochenersatzmaterials (Implantat Follow Up) durch Subtraktion der ersten und letzten (aktuellsten) gemessenen Werte ermittelt werden.

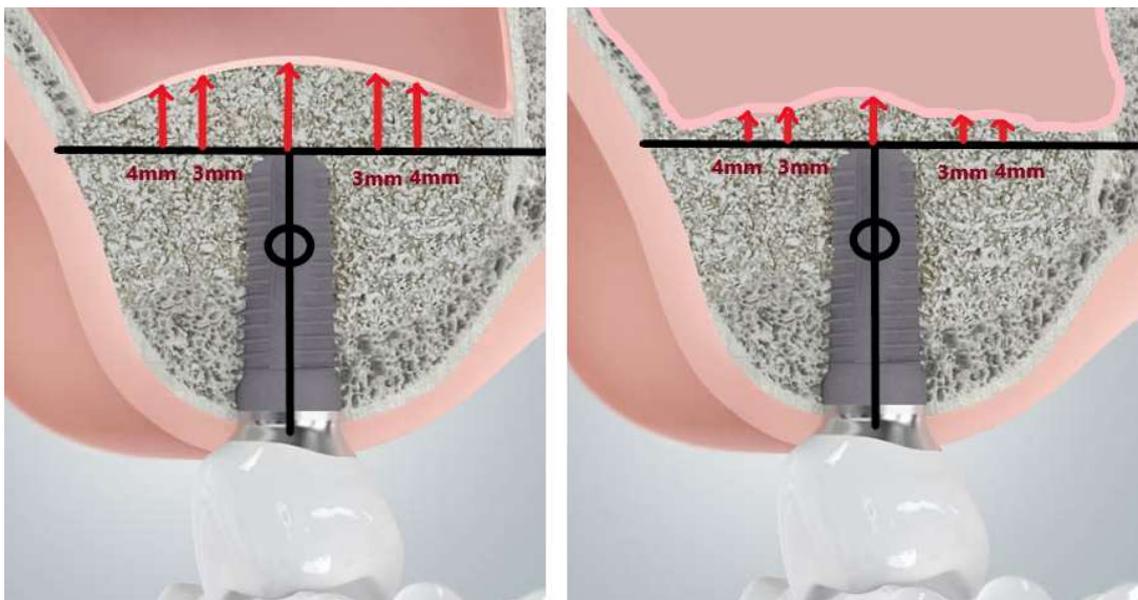


Abbildung 9: Vereinfachte Schemazeichnung der Messung des Knochenersatzmaterials über den Zeitraum x (Implantat Follow Up): Links Messung zum Zeitpunkt kurz nach Implantation, rechts Zustand nach Zeitpunkt X Jahren nach Implantation. Die Differenz der beiden Werte bildet die Resorptionsrate des aufgebauten Materials über den Zeitraum X in Bezug auf das gesetzte Implantat. (37)

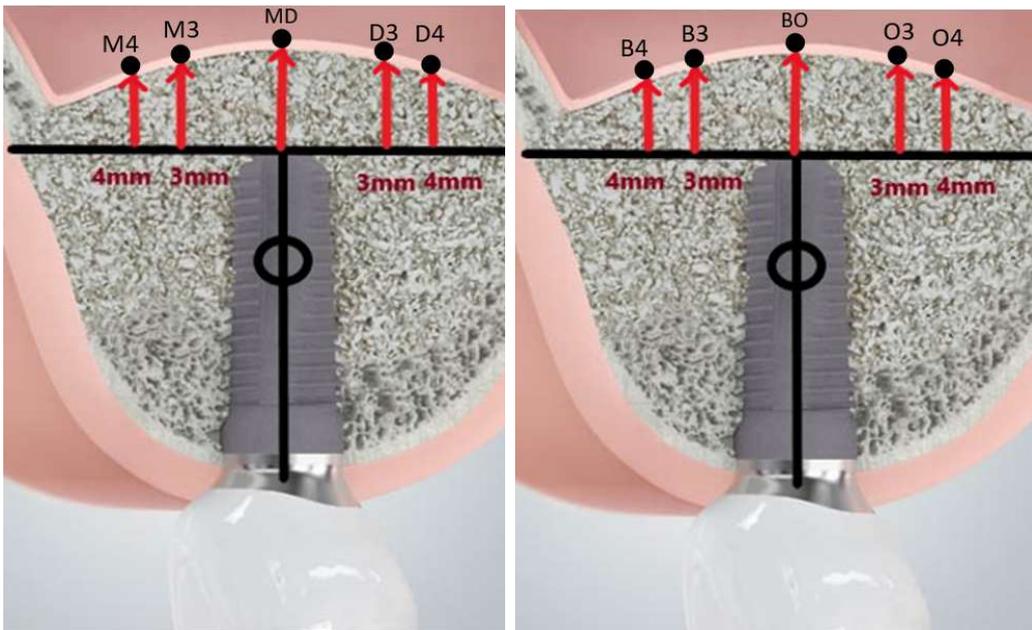


Abbildung 10: Vereinfachte Schemazeichnung der Messung des Knochenersatzmaterials mit Darstellung der Messpunkte (37) (mesial, distal, bukkal, oral 3 und 4 mm entfernt vom Implantatmittelpunkt, und direkt über dem Implantat (mesio-distal/bukko-oral)

Die Messstellen m3, m4, d3, d4, md, wurden in der Longitudinalebene und die Punkte sowie b3, b4, o3, o4, bo in der Transversalebene erfasst. Zur später errechneten Erstellung der Kurve wurde ein Mittelwert aus den Werten gebildet.

### 3.2.2. Messung des aufgebauten Knochenersatzmaterials vor Implantation

Im Rahmen der Studie wurde neben der Resorptionsrate des periimplantären Knochens auch das im Gesamten aufgebaute Knochenersatzmaterial vor der Implantatsetzung ermittelt.



Abbildung 11: Sehr vereinfachte Schemazeichnung der Messung des aufgebauten Knochens: Links die Kieferhöhle vor Einbringen des Materials, rechts nach stattgefundener Sinusbodenelevation. (37)

Da bei dieser Messung noch keine Implantate vorhanden waren, wurden diese Dimensionen mit der Auswertungssoftware (InViVoDental® Version 6.0 der Firma Anatomage) bestimmt. Das Programm ermöglicht nach dem Konvertieren des DICOM Datensatzes die Erstellung von 3D Modellen und anschließende Überlagerung zweier dreidimensionaler DVT Datensätze. Somit war es möglich, den Bilddatensatz der leeren Kieferhöhle vor Sinusbodenaugmentation und die Aufnahme nach stattgefundener Augmentation übereinander zu legen und im Zuge dessen die Messung des aufgebauten Materials durchzuführen. Hierfür wurde auch das Röntgenbild unmittelbar nach der Implantation benötigt, um eine Knochenmessung an der identischen Stelle zu gewährleisten. Das Messung beruht auf dem Einzeichnen fixer Linien in den überlagerten Datensätzen (z.B. die „Nulllinie“) und anschließender Ausblendung bestimmter Ansichten, bei denen aber die eingezeichneten Linien bestehen bleiben und somit eine Messung ermöglicht wird.

Im Folgenden wird der Vorgang der Messung mittels InViVoDental® erläutert:

Zuerst erfolgte das Konvertieren der DVT Datensätze in das DICOM Format und die anschließende Erstellung von 3D Datensätzen. Die zu überlagernden Datensätze wurden geöffnet (insgesamt drei Datensätze), siehe folgende Erläuterung:

1. DVT Datensatz mit Darstellung der leeren Kieferhöhle vor Sinusbodenelevation.

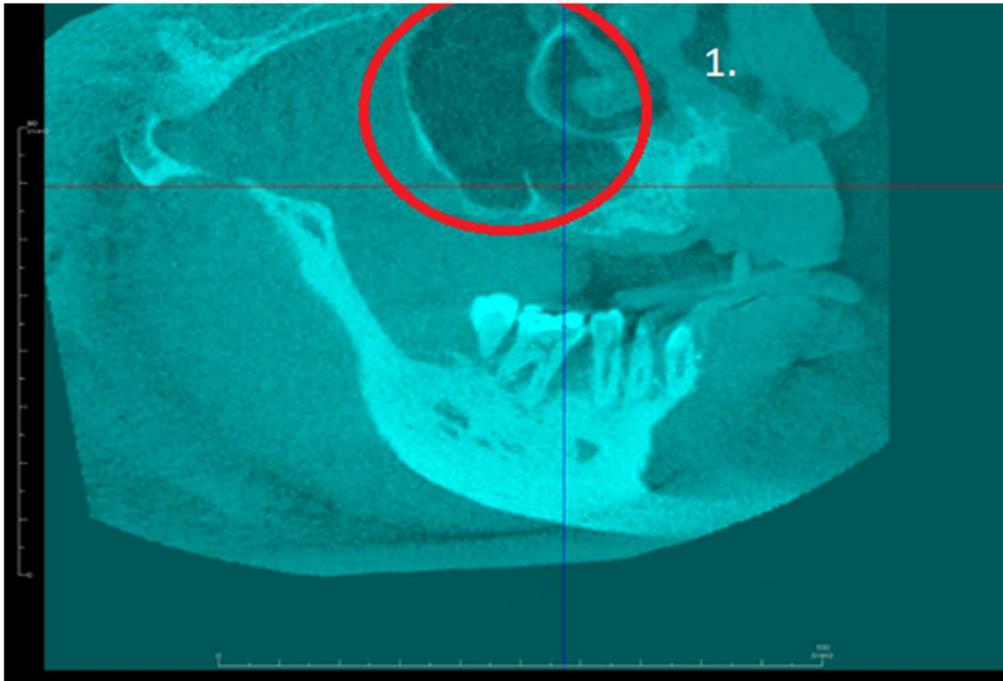


Abbildung 12: Darstellung der leeren Kieferhöhle (1.) vor dem Einbringen des Knochenersatzmaterials

2. DVT Datensatz nach stattgefundenener Sinusbodenelevation.

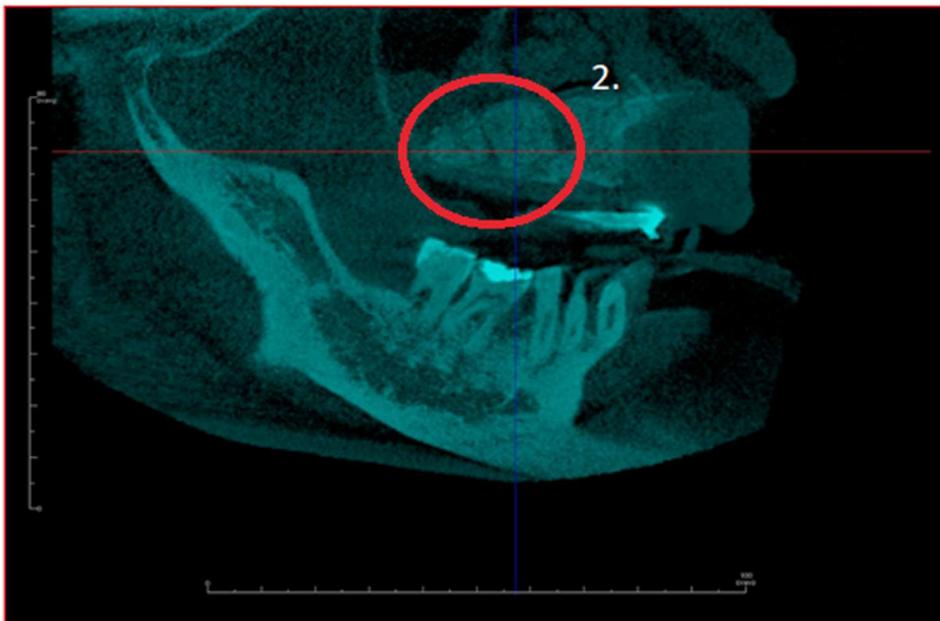


Abbildung 13: Darstellung des eingebrachten Knochenaufbaumaterials

3. DVT Datensatz nach stattgefundenener Implantation. Es folgte das Einstellen der korrekten Achse anhand des zentralen Schraubenlochs des Implantatkörpers.

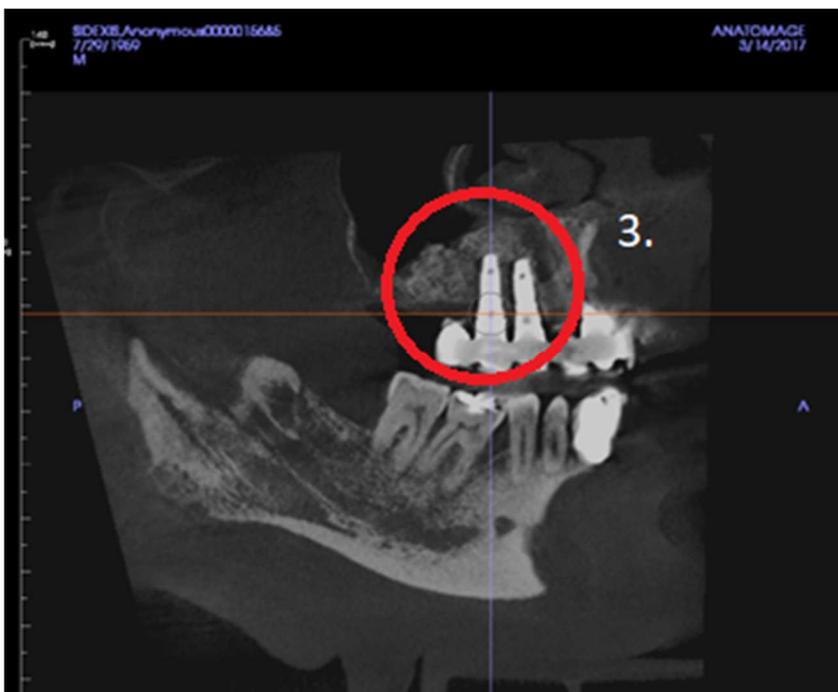


Abbildung 14: Darstellung des Implantats nach Implantatinsertion

4. Überlagerung aller drei Datensätze und Feineinstellung: leichte manuelle Korrektur, um eine exakte Überlagerung der Strukturen gewährleisten zu

können. Orientierungspunkt ist immer noch das zentrale Schraubenloch des Implantats.

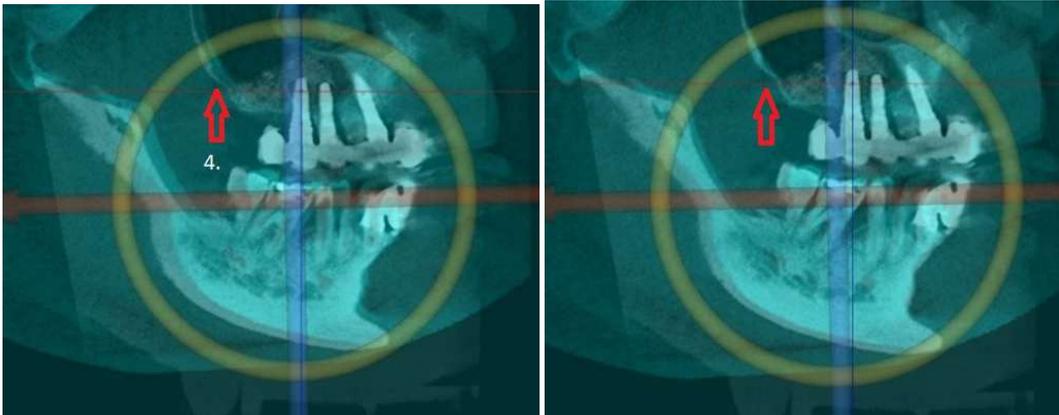


Abbildung 15: Überlagerung der DVTs (gesetztes Implantat, leere Kieferhöhle vor dem Sinuslift und Knochenaufbau nach dem Sinuslift) mit manueller Feineinstellung bis sich die Strukturen des Oberkiefers exakt überlagern. Der rote Pfeil (4.) zeigt links die leichte Verschiebung der Röntgenbilder. Rechts zeigt der rote Pfeil die exakte Überlagerung nach der manuellen Feineinstellung.

5. Es folgte das Einzeichnen der „Nulllinie“ (gelbe Linie in der folgenden Abbildung) senkrecht zur (zentral durch das Schraubenloch verlaufend) Implantatachse. Die Messwerte der Knochenverhältnisse unmittelbar über der Implantatspitze und zirkulär (3 und 4 Millimeter um das Implantat) wurden ermittelt.



Abbildung 16: Einzeichnen und quantitative Erfassung des Knochniveaus von der „Nulllinie“ ausgehend (Implantatspitze)

6. Die Ansicht des DVT Datensatzes mit dem gesetzten Implantat wurde deaktiviert, es blieb lediglich die eingezeichnete „Nulllinie“ bestehen. Nun konnte der augmentierte Knochen erneut erfasst werden.

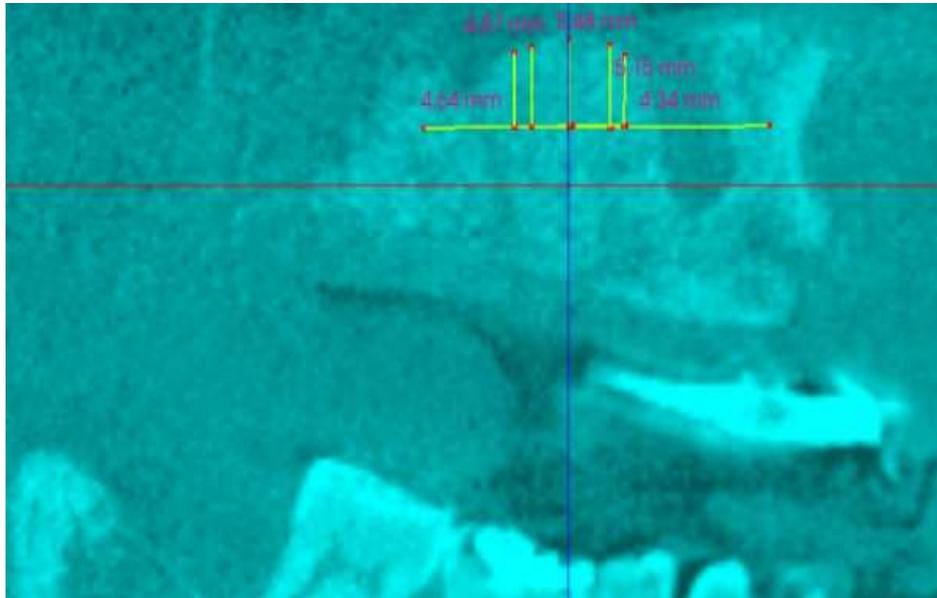


Abbildung 17: Quantitative Erfassung des Knochenaufbaus von der „Nulllinie“ (Implantatspitze)

Das Ein und Ausblenden der verschiedenen DVT Bildern zu den Zeitpunkten vor Sinuslift, nach Sinuslift und nach stattgefundener Implantation ermöglicht eine Messung des aufgebauten Knochenersatzmaterials von fixen Startpunkten aus, die immer konstant bleiben.

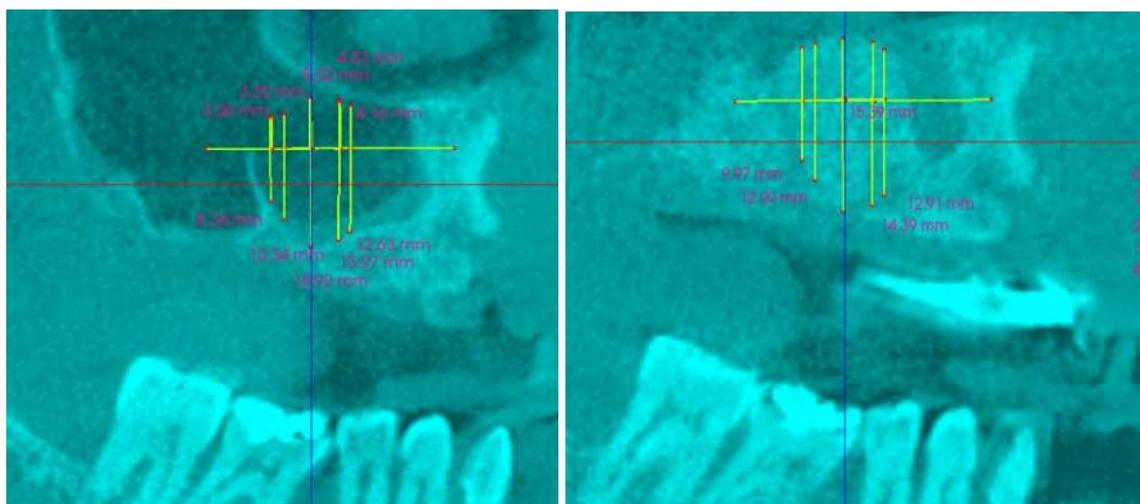


Abbildung 18: Quantitative Erfassung des gesamten Knochenaufbaus durch den Schritt des Ausblendens, Markieren der Basis der Kieferhöhle und anschließendes Einblendens der Überlagerung der Ansicht „Zustand nach Sinuslift“

### 3.2.3. Bezeichnungen der Messpunkte und deren Bedeutung:

Die Auswertung wurde, wenn das Vorhandensein der Röntgenaufnahmen es ermöglichte, zu den folgenden vier Zeitpunkten vorgenommen:

1. Vor der Therapie. Hier hat weder eine Augmentation noch eine Implantation stattgefunden.
2. Unmittelbar nach der Sinusbodenelevation. Hier befindet sich nur das eingebrachte Knochenaufbaumaterial im Sinus maxillaris.
3. Nach der Insertion des Titanimplantats.
4. Spätere Follow-up Aufnahmen der Implantatregion.

<b>„Kieferhöhle leer“</b>	Zustand vor Sinuslift
<b>„SL Aufbau“</b>	Gesamt durch Sinuslift aufgebauter Knochen
<b>„Implantat zu Knochen“</b>	Knochenniveau gemessen von der „Nulllinie“ nach Implantation
<b>„Implantat Follow up“</b>	Knochenniveau nach Implantation über einen längeren Zeitraum

*Tabelle 3: Erläuterung der Bezeichnungen der vier verschiedenen Messzeitpunkte (vor der Durchführung des Sinuslifts, direkt nach der Augmentation, unmittelbar nach der Implantatsetzung und anschließende Follow-up Aufnahmen über einen Zeitraum X)*

### 3.3.Statistische Auswertung

Anhand der gemessenen Werte wurde die Änderung des Knochenniveaus (primär) in Abhängigkeit von der Zeit nach der chirurgischen Intervention modelliert. Zur Durchführung der statistischen Analysen und Erstellung eines Regressionsmodells wurde hierzu das Programm R-Studio verwendet. Nach der Wahl des Signifikanzniveaus ( $p < 0,05$ ) wurden schließlich mehrere gemischt lineare Regressionsmodelle erstellt. Die Wahl eines gemischten Modells trägt der Tatsache Rechnung, dass nicht alle Messwerte voneinander unabhängig sind. Jeder Zahn wird in dem von uns gewählten Modell als eine eigene Messreihe beschreibend angesehen (und besitzt damit folglich seine eigene Ausprägung der zu erschaffenden Kurve). Es wurden hierarchische Effekte eingeführt, sodass definiert werden konnte, welche Zähne zu derselben Person gehören. Die verschiedenen Modelle wurden anhand des Likelihood-Quotienten oder des Akaike Informationskriterium – kurz AIC - (im Fall von unterschiedlichen festen Effekten) verglichen. Das beste Resultat des Modellvergleichs und damit die geeignetste beschreibende Formel wurden ausgewählt.

#### 3.3.1. Vergleich der verwendeten Analyseprogramme

Da das Knochenniveau mit zwei verschiedenen Softwares gemessen wurde, wurde die Abweichung der Messwerte innerhalb der beiden Programme ermittelt. Optimal wäre eine 1:1 Übereinstimmung aller Messwerte bei der Messung mit den unterschiedlichen Programmen. Hierzu wurde dasselbe DVT in den unterschiedlichen Anwendungen geöffnet und jeweils die Distanz von der Implantat Spitze zum Knochenniveau gemessen. Die Differenz der vorher gebildeten Mittelwerte wurde anhand des Bland-Altman-Diagramms analysiert, um so eine Aussage über die Genauigkeit der kombinierten Messwerte treffen zu können.

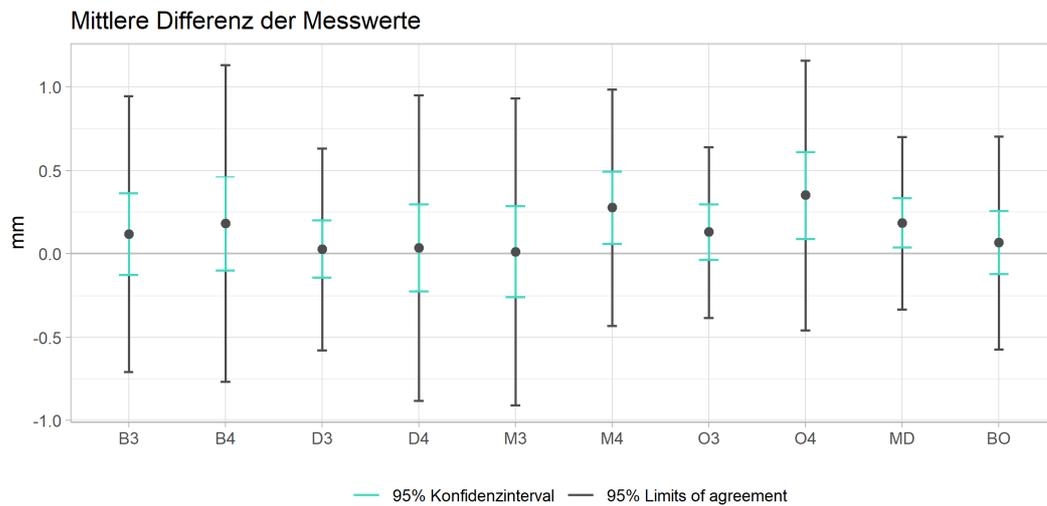


Abbildung 19: Unterschied der beiden Messungen; 81,1% der gemessenen Werte befanden sich in dem Intervall  $[-0,5 ; 0,5]$  mm

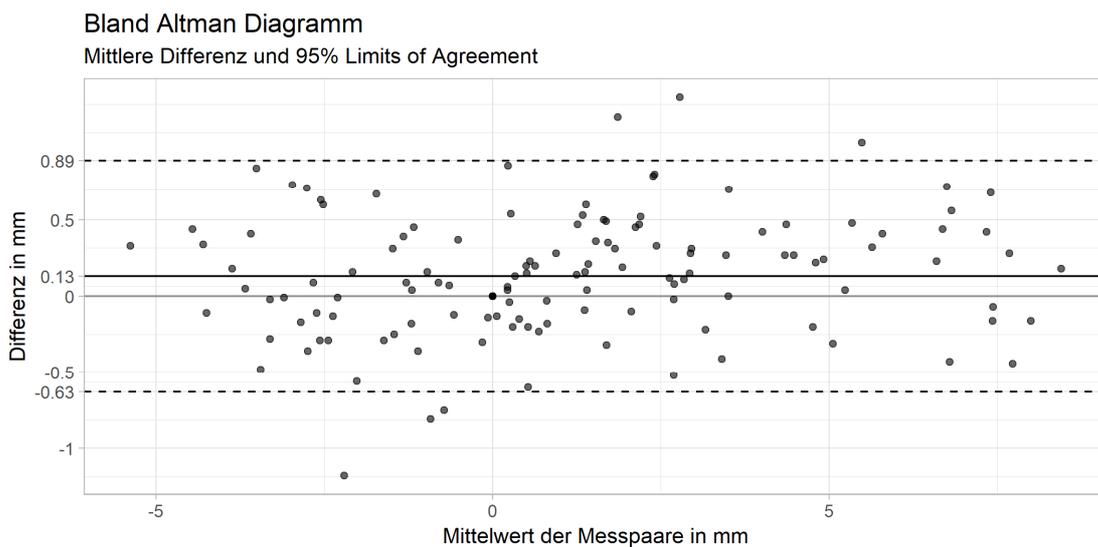


Abbildung 20: Bland Altman Diagramm

Das Bland-Altman-Diagramm zeigt die Differenzen der Messungen auf der y-Achse. Der Mittelwert dieser Unterschiede ist als schwarze Linie eingezeichnet. Die 95% Limits of Agreement sind als gestrichelte Linien eingezeichnet - sie sind das 95% Konfidenzintervall der Differenzen, d.h. 95% der Differenzen liegen innerhalb des Intervalls.

Das Bland-Altman-Diagramm ermöglicht somit eine optische Beurteilung der Schwankungsbreite der Abweichungen.

### 3.3.2. Korrelation der Messwerte

Der Korrelationskoeffizient beschreibt die Stärke und Richtung eines linearen Zusammenhangs zweier Variablen und liegt immer im Bereich zwischen +1 bis -1. Der Wert +1 steht für eine vollständige positive Korrelation, während der Korrelationskoeffizient 0 keinen Zusammenhang der beiden Werte darstellt. In diesem Fall handelt es sich um Verhältnis der Ergebnisse der Messwerte zueinander (38).

Korrelationskoeffizienten	Messparameter
Hoch (über 0,90)	B3/B4 (0,975) D3/D4 (0,989) M3/M4 (0,985) O3/O4 (0,983)
Niedrig (unter 0,75)	O4/B4 (0,657) M4/B4 (0,704) D4/O4 (0,715)

*Tabelle 4: Korrelation der Messwerte für den jeweiligen Messparameter (b3, b4, d3, d4, m3, m4, o3, o4, md, bo)*

Anhand der Korrelationswerte ergibt sich ein großer Zusammenhang in Bereichen, die besonders nah aneinander liegen z.B. distal 3 und 4mm (0,989), mesial 3 und 4mm (0,985) und bukkal 3 und 4mm (0,975) um das Implantat. Die geringste Korrelation zeigt sich bei oral und bukkal 4mm (0,657) um das Implantat sowie distal und oral 4mm (0,715). Dies ist darauf zurückzuführen, dass aufgrund anatomischer Gegebenheiten und unterschiedlicher Zugänge unterschiedlich viel Knochenersatzmaterial in die

Kieferhöhle eingebracht und somit in einem Bereich mehr (distal, mesial), in anderen Arealen weniger Knochen aufgebaut wird (oral).

### 3.4. Modellauswahl

Die ausgewählten Modelle 5 und 7 bestehen aus den Formeln:

#### Modell 5:

$$\text{Knochenniveau[mm]}_{ijk} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{Tage}_{ijk} + \beta_2 \cdot \sqrt{\text{Tage}_{ijk}} + \beta_3 \cdot \text{SL}_{jk} + u_{0k} + v_{0jk} + \epsilon_{ijk}$$

- Y ist das Knochenniveau, dass bei einer Messung i für einen Zahn j eines Patienten k beobachtet wurde
- $\beta_0$  ist der Intercept (Schnittpunkt mit der Y-Achse)
- $\beta_1$  ist der lineare Zeiteffekt
- $\beta_2$  ist der Zeiteffekt für Wurzel(Tage)
- $\beta_3$  ist Effekt durch den ursprüngliche Knochenhöhe für einen Zahn j eines Patienten k
- $u_{0k}$  ist der Patienteneffekt (Random Intercept Level 3)
- $v_{0jk}$  ist der Zahneffekt (Random Intercept Level 2)
- $\epsilon_{ijk}$  ist das Residuum einer Messung i für einen Zahn j eines Patienten

#### Modell 7:

$$\text{Knochenniveau[mm]}_{ijk} = \beta_0 + \beta_2 \cdot \sqrt{\text{Tage}_{ijk}} + \beta_3 \cdot \text{SL}_{jk} + u_{0k} + v_{0jk} + \epsilon_{ijk}$$

- Y ist das Knochenniveau, dass bei einer Messung i für einen Zahn j eines Patienten k beobachtet wurde
- $\beta_0$  ist der Intercept (Schnittpunkt mit der Y-Achse)
- $\beta_2$  ist der Zeiteffekt für Wurzel(Tage)
- $\beta_3$  ist Effekt durch den ursprüngliche Knochenhöhe für einen Zahn j eines Patienten k
- $u_{0k}$  ist der Patienteneffekt (Random Intercept Level 3)
- $v_{0jk}$  ist der Zahneffekt (Random Intercept Level 2)
- $\epsilon_{ijk}$  ist das Residuum einer Messung i für einen Zahn j eines Patienten

### 3.4.1. Modell 5 und Modell 7 im Vergleich

Der Unterschied dieser beiden Modelle ist, dass Modell 5 eine zusätzliche Gerade (den linearen Zeiteffekt  $\beta_1$ ) beinhaltet. Diese zusätzliche Konstante erhöht das Zusammenpassen der Werte in dem gemessenen Zeitfenster. Verglichen wurde dies durch das AIC (= Akaike Informationskriterium). Dieses lässt einen Vergleich von Modellen mit komplexen zusätzlichen Informationen zu und gibt an, wieviel Information durch die Entropie verloren gegangen ist. Das AIC ist daher besser, je kleiner der Wert ist (39). Das Akaike Informationskriterium war bei beiden Modellen zufriedenstellend und aussagekräftig, trotz der relativ kleinen Fallzahlen. Jedoch führte das Hinzufügen der Geraden bei Modell 5 zu einem erneuten leichten Anstieg der Kurve bei steigenden x-Werten (Tage), was auf die geringe Anzahl an Messungen über 3000 Tage zurückzuführen ist. Die Auswertung für diesen Bereich muss daher als kritisch angesehen werden.

Schlussendlich wurde das Modell 7 als finales Modell ausgewählt, da es aufgrund der Abnahme der Kurve und somit in Betracht des biologischen Mechanismus, der durch diese Kurve beschrieben werden soll, am plausibelsten ist.

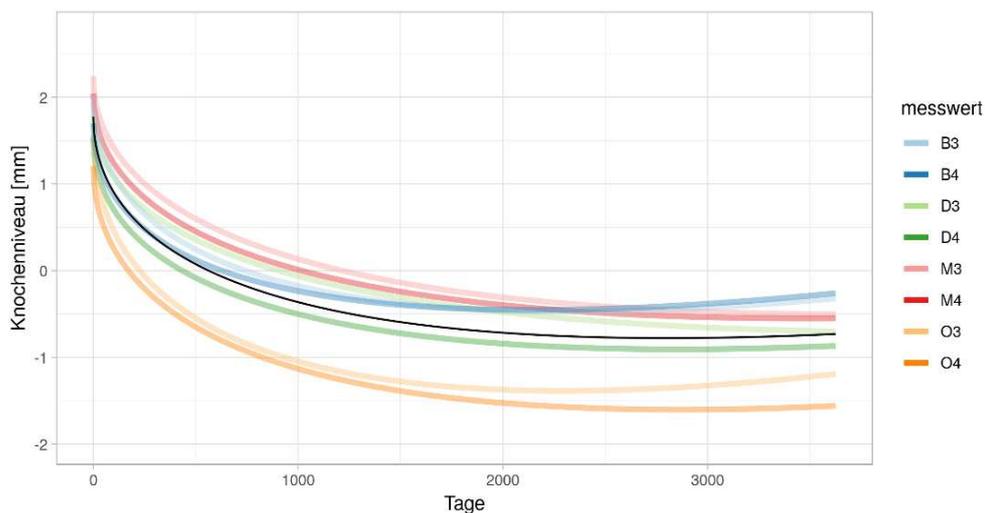


Abbildung 21: Graphische Darstellung des Knochenabbaus nach Modell 5

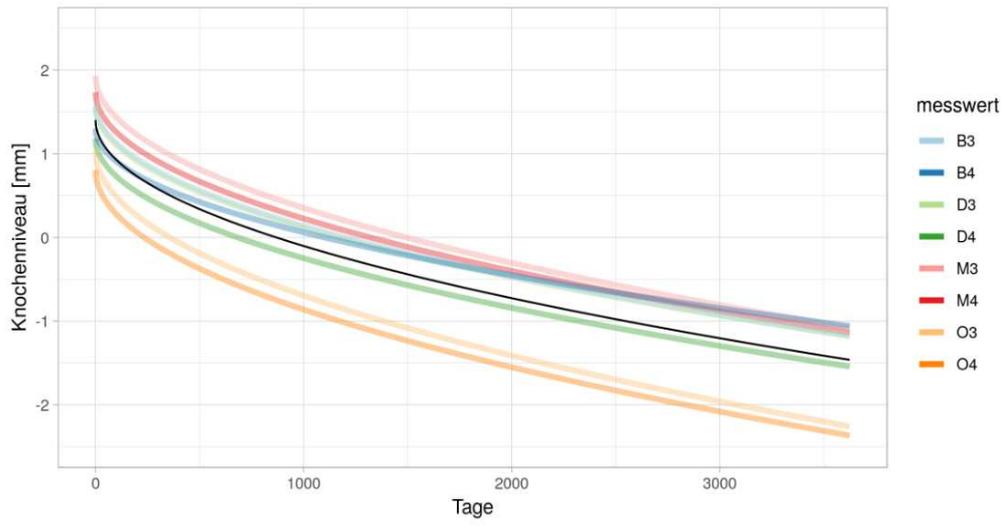


Abbildung 22: Graphische Darstellung des Knochenaufbaus nach Modell 7

## 4. Ergebnisse

Nach Auswertung der erhobenen Daten und der Darstellung des resorbierten Knochens im Verlauf der Zeit nach Modell 7 konnten folgende Erkenntnisse für die vorliegende Dissertation gewonnen werden. Diese werden im nachfolgenden Kapitel erläutert.

### 4.1. Demographische Daten

Das Patientenkollektiv umfasst 18 Patienten (N = 7 ♂, N = 11 ♀) bei einem Durchschnittsalter von 53,2 Jahren (♂ 52,6 Jahre, ♀ 53,6 Jahre) zum Zeitpunkt des operativen Eingriffs. Die Altersverteilung der Patienten zum Zeitpunkt der Sinusbodenaugmentation liegt zwischen 31 (Minimum) und 71 (Maximum) Jahren.

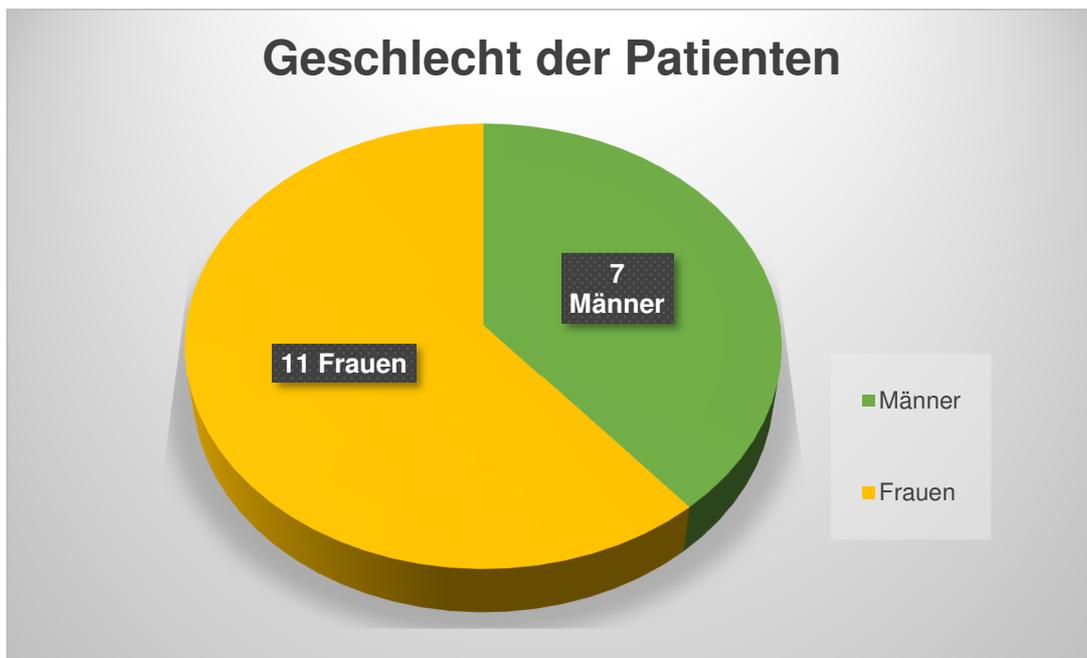


Abbildung 23: Aufteilung des Patientenkollektiv nach Geschlecht. 61% der Patienten (N=11) sind weiblich und 39% (N=7) männlich

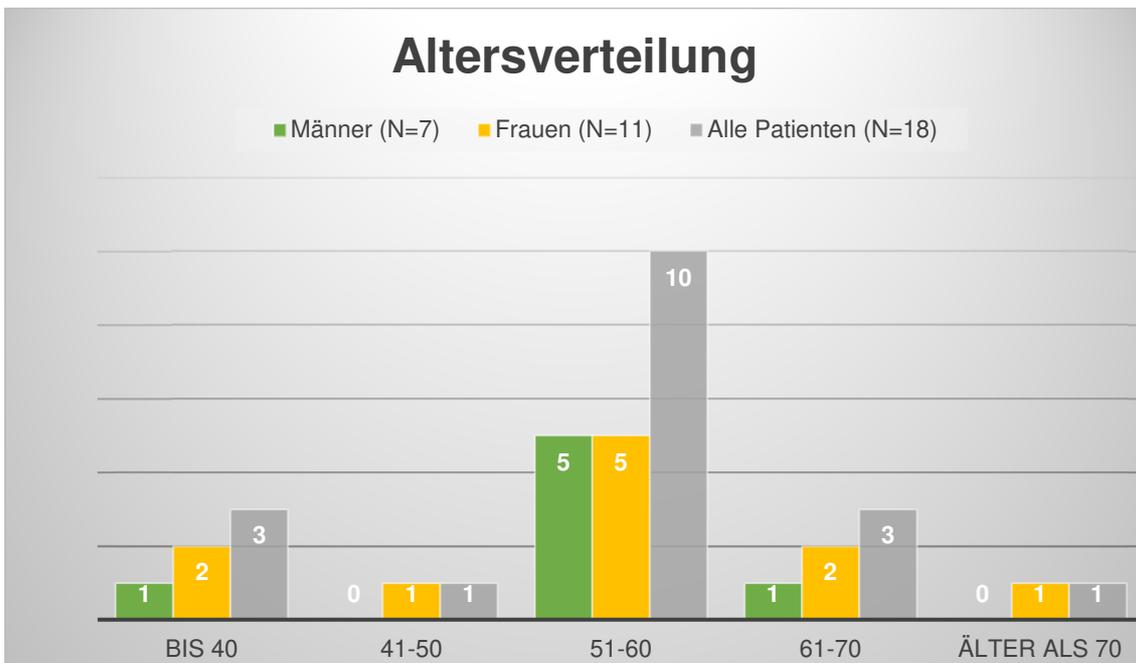


Abbildung 24: Altersverteilung des Patientenkollektivs. Das Durchschnittsalter der Patienten liegt bei 53,2 Jahren

#### 4.2. Anzahl der Messungen

Insgesamt konnten die Messungen von 40 Implantaten bei den 18 Patienten in dieser Studie ausgewertet werden. 18 Implantate wurden im rechten seitlichen Oberkiefer und 22 Implantate im linken seitlichen Oberkiefer gesetzt (Abbildung 24).

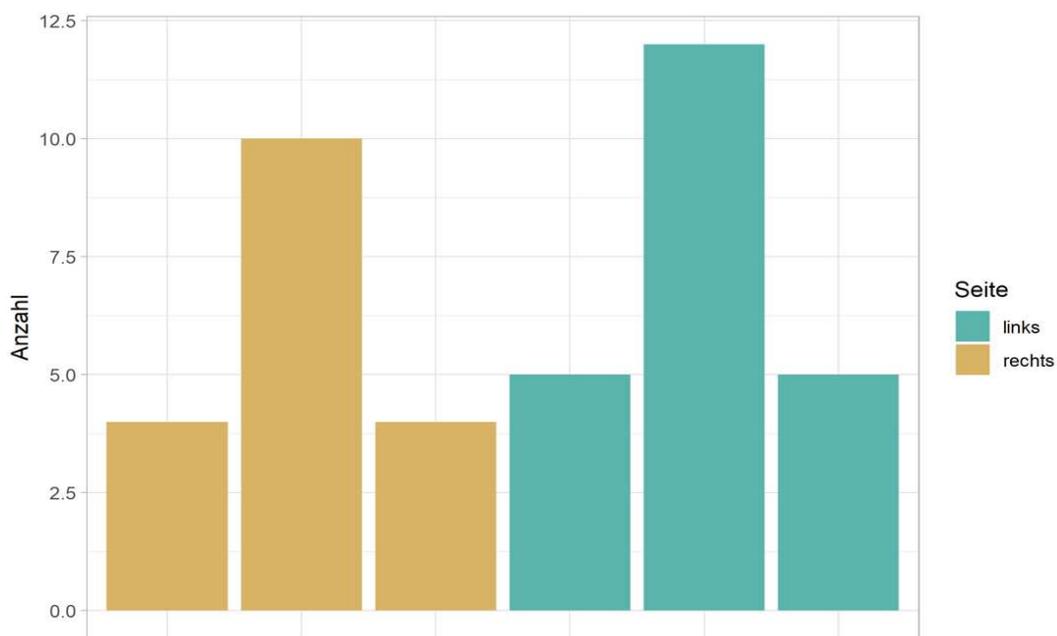


Abbildung 25: Anzahl der Messungen für die jeweilige Zahnnummer (15, 16, 17 im ersten Quadranten; 24, 26, 27 im zweiten Quadranten des Oberkiefers)

Die meisten Messungen fanden bei linken oberen ersten Molaren (Zahn 26: 12 Messungen) und rechten oberen ersten Molaren (Zahn 16: 10 Messungen) statt, während sich Zahn 25 und 27 fünf Mal und Zahn 15 und 17 vier Mal in den Messungen wiederfanden. Somit ergeben sich für den ersten Quadranten insgesamt 18 und für den zweiten Quadranten insgesamt 22 Messungen der augmentierten Kieferhöhlen.

Eine quantitative Auflistung der Messzeitpunkte ist in Abbildung 25 zu sehen. Die Strecke zwischen dem „leeren“ Sinus und dem danach aufgebauten Materials konnte 28 mal erfasst werden, das Knochenniveau nach Implantation ausgehend von der Nulllinie wurde 26 mal erfasst. Die häufigsten Messungen (n=79) fanden in der Kategorie „Implantat Follow-up“ statt.

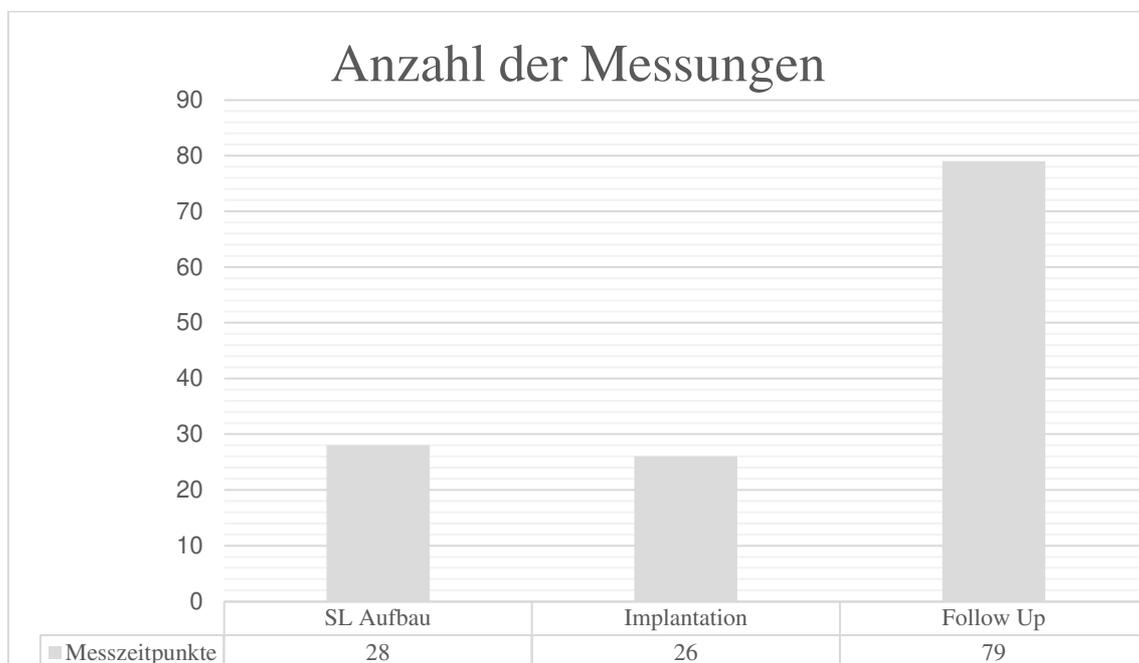


Abbildung 26: Quantitative Erfassung der Messungen aufgelistet für den jeweiligen Messzeitpunkt (nach dem Knochenaufbau, nach stattgefundener Implantation und im Follow-up)

Die Anzahl der Messungen ergibt sich aus dem Vorhandensein der Bilddaten zu diesen Zeitpunkten und deren Qualität, da nicht bei jedem DVT Datensatz eine genaue Untersuchung der knöchernen Verhältnisse möglich war. Aufgrund des retrospektiven Designs der Studie wurde bei den Patienten nicht der gleiche Zeitraum betrachtet, daher unterscheiden sich die zeitlichen Intervalle zwischen den verschiedenen Messungen. Aufgrund der geringen Fallzahl wurde in der Untersuchung nicht zwischen ein,- und

zweizeitiger Vorgehensweise des operativen Eingriffs unterschieden und auch der Hersteller und die Länge der Implantate blieben unberücksichtigt.

#### 4.3. Eingebrahtes Knochenersatzmaterial vor Implantatsetzung

Folgende Tabelle beschreibt die Höhe des durch die Sinusbodenelevation eingebrahten Knochenersatzmaterial zu dem Zeitpunkt unmittelbar nach dem Eingriff.

Messpunkt	mittlerer SL Aufbau (mm)
M3	7,65
M4	7,15
D3	7,76
D4	7,14
MD	8,50
O3	6,70
O4	5,39
B3	6,24
B4	4,98
BO	8,18
Mittelwert	6,62

*Tabelle 5: Gemessene Höhe des Knochenaufbaus in mm pro Messstelle unmittelbar nach der Sinusbodenaugmentation der Gesamtpopulation*

Im Durchschnitt wurde ein vertikaler Aufbau mit einer Höhe von 6,62mm in die eröffnete Kieferhöhle eingebraht. An der Messstelle B4 wurde die geringste Höhe an eingebrahtem Knochenersatzmaterial (4,98mm) erzielt. Mit 8,5mm im Durchschnitt direkt über der späteren Implantat Spitze (MD) konnte am meisten Material aufgebaut werden.

Die Werte MD (in der Longitudinalebene) und BO (in der Transversalebene) sind die Punkte direkt über der Implantat Spitze. Diese sollten in der Theorie identisch sein und sind hier ein Indikator für die Reproduzierbarkeit und Zuverlässigkeit der Messung. Der Unterschied der beiden Werte beträgt 0,32mm. Der Fehler wurde als Faktor in die spätere Erstellung der Kurve miteinbezogen.

#### 4.4. Modelle zur Untersuchung des Resorptionsverhaltens

Anhand der gesammelten Daten wurden gemischte Regressionsmodelle, welche verschiedene Effekte (Alter, Geschlecht, Zahntyp, die Höhe des Knochenaufbaus) miteinschließen, erstellt. Nach der Elimination der nicht signifikanten und somit nicht relevanten Variablen wurde, um das Knochenniveau als Funktion der Zeit zu beschreiben, eine Regressionsfunktion und somit ein finales Modell identifiziert (Modell 7).

Das Knochenniveau lässt sich nun durch die Regressionsformel für jeden beliebigen Zeitpunkt X (Jahre) nach der Augmentation berechnen.

	Mittlerer SL Aufbau	1 Jahr	2 Jahren	3 Jahren	4 Jahren	5 Jahren	10 Jahren
M3	7,652	6,742	6,366	6,077	5,833	5,618	4,750
M4	7,153	6,244	5,867	5,578	5,335	5,120	4,251
D3	7,757	6,847	6,471	6,182	5,938	5,723	4,855
D4	7,136	6,227	5,850	5,561	5,317	5,103	4,234
MD	8,502	7,593	7,216	6,927	6,684	6,469	5,600
O3	6,697	5,788	5,411	5,122	4,878	4,664	3,795
O4	5,386	4,477	4,100	3,811	3,568	3,353	2,484
B3	6,240	5,331	4,954	4,665	4,421	4,207	3,338
B4	4,979	4,069	3,693	3,404	3,160	2,945	2,077
BO	8,182	7,273	6,896	6,607	6,364	6,149	5,281
MITTELWERT	6,625	6,059	5,682	5,393	5,150	4,935	4,067

Tabelle 6: Durchschnittlich durch den Sinuslift eingebrachter Knochenaufbau in Millimeter zu verschiedenen Zeitpunkten (nach 1, 2, 3, 5, und 10 Jahren)

Am Tag 0 der Sinusbodenelevation konnte zwischen (bukkal) 4,979 und (mesiodistal unmittelbar über der Implantatspitze) 8,502 und im Durchschnitt aller Messstellen 6,635 Millimeter Knochenersatzmaterial aufgebaut werden. Dieser Aufbau reduziert sich in den darauffolgenden Jahren durchschnittlich auf 6,059mm im ersten Jahr, 5,682mm im zweiten, 5,393mm im dritten, 5,150mm im vierten, 4,935mm im fünften und auf 4,067mm im zehnten Jahr.

Knochenniveau Tag 0		1 Jahr	2 Jahre	3 Jahre	4 Jahre	5 Jahre	10 Jahre
M3	1,932	0,976	0,581	0,277	0,021	-0,205	-1,117
M4	1,734	0,822	0,444	0,155	-0,090	-0,305	-1,176
D3	1,554	0,686	0,327	0,051	-0,181	-0,386	-1,214
D4	1,182	0,318	-0,041	-0,315	-0,547	-0,751	-1,577
MD	2,262	1,725	1,502	1,331	1,187	1,060	0,546
O3	1,032	-0,011	-0,444	-0,776	-1,055	-1,302	-2,298
O4	0,804	-0,202	-0,619	-0,939	-1,208	-1,446	-2,407
B3	1,589	0,713	0,350	0,071	-0,164	-0,371	-1,208
B4	1,299	0,551	0,241	0,003	-0,197	-0,374	-1,089
BO	2,290	1,743	1,516	1,342	1,195	1,066	0,543
<b>MITTELWERT</b>	<b>1,402</b>	<b>0,493</b>	<b>0,116</b>	<b>-0,173</b>	<b>-0,416</b>	<b>-0,631</b>	<b>-1,499</b>
Differenz zu Tag 0		0,909	1,286	1,575	1,819	2,033	2,902
Rückgang pro X Jahre		0,909	0,643	0,525	0,455	0,406	0,290

*Tabelle 7: Durchschnittlicher Knochenabbau (gemessen in Millimetern). Übersicht aller Parameter (m3 bis b4) und dem Mittelwert dieser von Tag 0 über den Zeitraum von 1, 2, 3, 4, 5 und 10 Jahren*

Die Tabelle führt den durchschnittlichen Knochenabbau an den gemessenen Stellen über den Zeitraum von 10 Jahren detaillierter auf. Es wurde jeweils die Differenz des Knochenrückgangs von Tag 0 und dem Jahr X (von 1 bis 10 Jahren) ermittelt. Somit konnte der Mittelwert für den jährlichen Rückgang des Materials errechnet werden.

Dieser ist in der folgenden Kurve nochmals veranschaulicht:

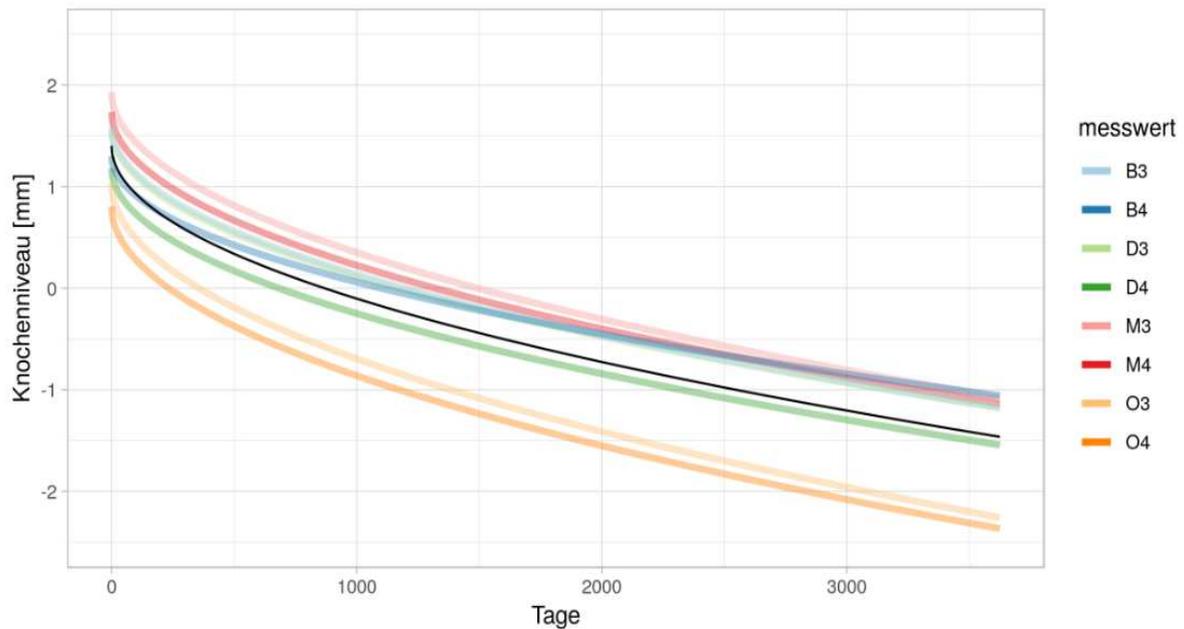


Abbildung 27: Modell 7 mittlerer Knochenabbau im Zeitraum von 10 Jahren; Kurve mit einzelner Auflistung der Messpunkte (mesial, distal, oral, bukkal mit jeweiligem Abstand von 3 und 4 mm von dem Mittelpunkt der Implantat Spitze) und Knochenabbau im Durchschnitt (schwarze Linie)

Anhand des Modells ist zu sehen, dass der Abbau des Knochenniveaus mit steigenden x-Werten (=Dauer nach Augmentation) stetig sinkt. Der initiale Abfall der Kurve in den ersten 365 Tagen (höchste negative Steigung  $k(y/x)$ ) am maximal und der Knochenabbau ist mit 0,909 Millimetern am größten. Danach verlangsamt sich dieser, nach 2 Jahren ist der Knochenabbau auf 0,643 Millimeter, nach 3 auf 0,525 Millimeter und nach 5 Jahren auf 0,406 Millimeter zu beziffern (siehe Tabelle 7). Es ist anzunehmen, dass die Kurve mit steigenden x-Werten in eine Gerade mit der Steigung  $k=0$  übergehen wird und der Knochenabbau so minimal und stabil ist, dass er kaum noch erfasst werden kann. Insgesamt konnte über den Beobachtungszeitraum von 10 Jahren ein jährlicher durchschnittlicher Knochenabbau von 0,290 Millimeter ermittelt werden.

Rückgang des Aufbaus in % vom Ursprungswert	1 Jahr	2 Jahren	3 Jahren	4 Jahren	5 Jahren	10 Jahren
M3	13,49%	20,20%	25,92%	31,18%	36,19%	61,09%
M4	14,56%	21,92%	28,23%	34,09%	39,71%	68,25%
D3	13,28%	19,87%	25,48%	30,63%	35,53%	59,77%
D4	14,60%	21,98%	28,32%	34,20%	39,85%	68,53%
MD	11,98%	17,82%	22,74%	27,21%	31,43%	51,81%
O3	15,71%	23,77%	30,75%	37,28%	43,60%	76,46%
O4	20,31%	31,36%	41,33%	50,98%	60,64%	116,80%
B3	17,06%	25,96%	33,76%	41,13%	48,34%	86,93%
B4	22,35%	34,83%	46,27%	57,55%	69,04%	139,72%
BO	12,50%	18,65%	23,84%	28,58%	33,07%	54,95%
MITTELWERT	9,34%	16,59%	22,83%	28,65%	34,24%	62,91%

Tabelle 8: Prozentuale Resorption des ursprünglich aufgebauten Knochens nach 1, 2, 3, 4, 5, und 10 Jahren

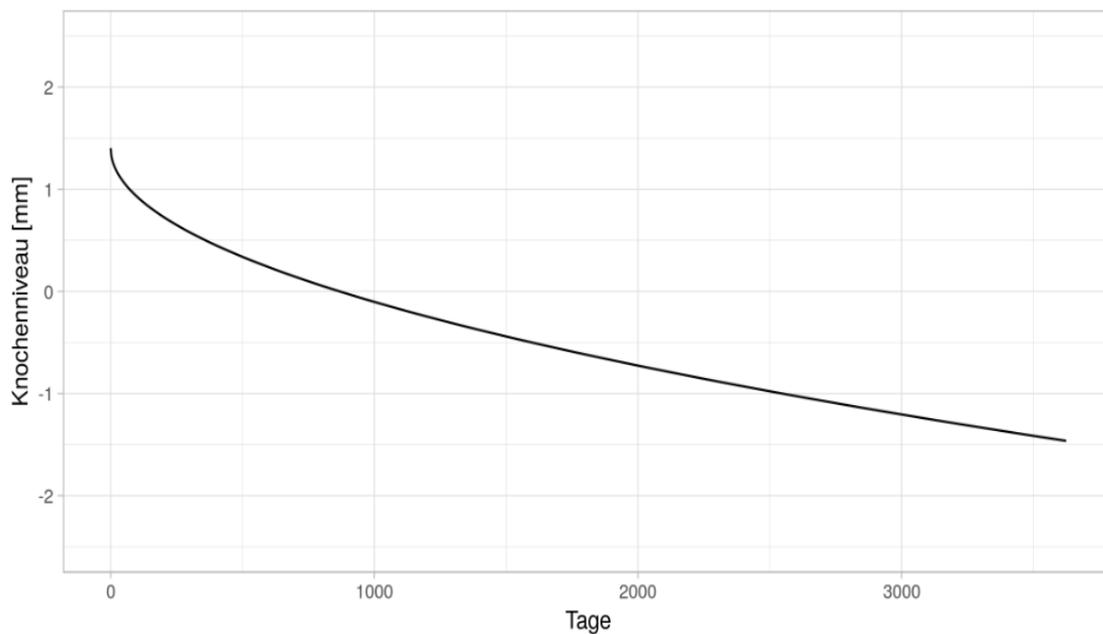


Abbildung 28: Modell 7 mittlerer Knochenabbau im Zeitraum von 10 Jahren; Kurve Mittelwert mit Zusammenfassung aller Messpunkte. Diese Kurve entspricht jener schwarzen Kurve in Abbildung 27

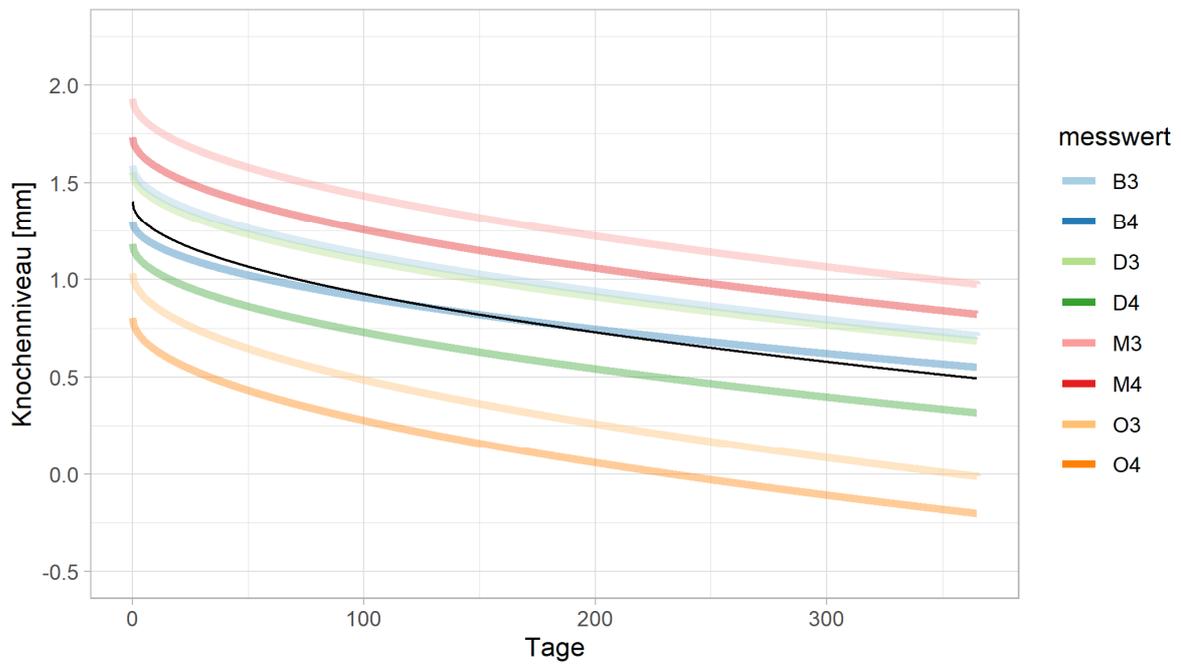


Abbildung 29: Modell 7 mittlerer Knochenabbau in den ersten 365 Tagen; Kurve mit einzelner Auflistung der Messpunkte (mesial, distal, oral, bukkal mit jeweiligem Abstand von 3 und 4 mm von dem Mittelpunkt der Implantatspitze) und Knochenabbau im Durchschnitt (schwarze Linie)

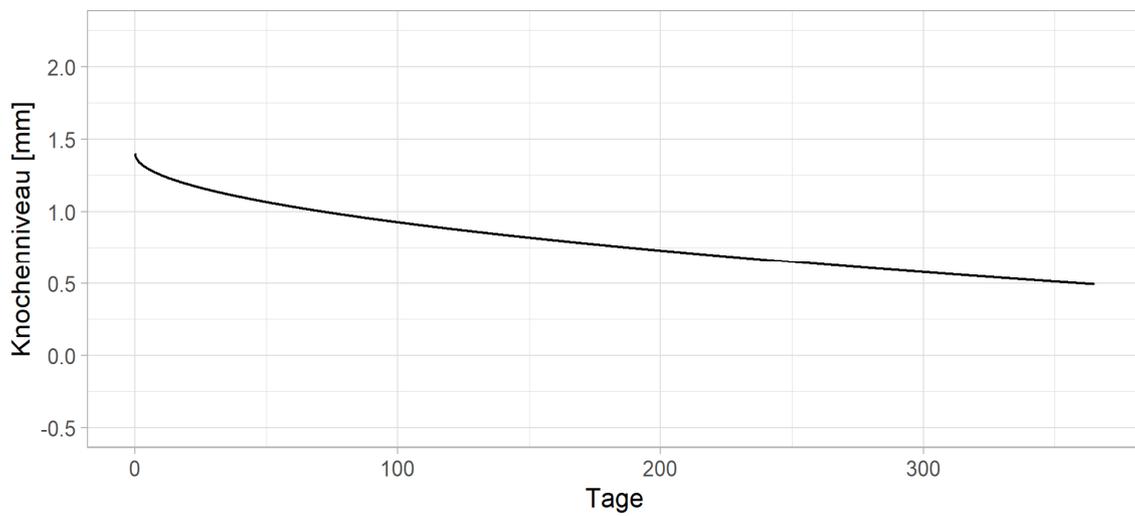


Abbildung 30: Modell 7 Kurve Knochenabbau in den ersten 365 Tagen mittelwertig mit Zusammenfassung aller Messpunkte. Die schwarze Kurve entspricht jener Kurve in Abbildung 29

## 5. Diskussion

### 5.1. Methodendiskussion und Limitationen der Studie

Es handelt sich um eine retrospektive Studie. Die analysierten Daten bezüglich Augmentationen und Implantationen wurden im Rahmen der Nachuntersuchungen der Eingriffe im Praxisalltag gewonnen. Die verwendeten DVT-Bilder wurden nicht explizit für diese Untersuchung angefertigt und sind daher nicht über einen einheitlichen Zeitraum vorhanden. Ebenso unterscheidet sich das verwendete Implantatsystem. Die unterschiedlichen Implantatsysteme müssen aber nicht zwingend einen Einfluss auf das Ergebnis haben, da die verwendeten Implantate alle eine raue Oberfläche aufweisen und sich zumindest diesbezüglich ähnlich sind. Der Durchmesser liegt im Bereich von 3,7-5,0 mm. Die bei dem operativen Eingriff verwendeten Medizinprodukte wie Implantate und Knochenersatzmaterialien sind umfassend erprobt und im Klinikalltag etabliert. Durch die anspruchsvolle Wahl der Ein- und Ausschlusskriterien wurde ein hinsichtlich Verzerrungsfreiheit höherwertiger Status des Patientenguts gegenüber einer größeren Patientenanzahl priorisiert. Zusätzlich kommt das Fehlen einer Kontrollgruppe sowie die nicht vorgenommene Einschränkung in der Patientenauswahl hinsichtlich der Kofaktoren wie Rauchen, Vorerkrankungen und Mundhygiene. Aufgrund der geringen Fallzahl wurde auch die Operationstechnik in Bezug auf den Zeitpunkt der Implantation (ob im Zuge des Sinuslifts oder nach einer Einheildauer von einigen Monaten) außer Acht gelassen.

Durch den Ausschluss der Fälle mit Komplikationen wie Perforationen sind die hier ermittelten Resorptionswerte eher im unteren Bereich. Es ist zu erwarten, dass der Verlust des Augmentats bei Messungen einschließlich perforierter Schneider'scher Membran höher ausfallen würde (40). Alle Bilder, die technische Fehler, Artefakte, unscharfe Darstellungen oder eine schlechte Bildqualität aufweisen, mussten aus der Studie ausgeschlossen werden, um eine reproduzierbare Datenanalyse durchführen zu können. Um dem Phänomen der Aufhärtungsartefakte in der DVT-Aufnahme entgegenzuwirken, wurden in dieser Studie die Messpunkte bewusst mit einem Abstand von jeweils 3 und 4 mm zirkulär um die Implantatachse gewählt, im Gegensatz zu

anderen Studien, bei denen die Messungen direkt vom Implantatrand ausgehend erfolgten (41).

Die Verwendung zweier unterschiedlicher DVT Geräte sowie die Messanalyse mit zwei verschiedenen Softwares könnten ebenfalls systematische Messungenauigkeiten verursacht haben. Diese war, wie man durch das Bland-Altman-Diagramm erkennen kann, bei der Untersuchung, wenn auch nur in einem kleinen Prozentsatz, vorhanden. Bei einer Verlaufskontrolle über viele Jahre lässt sich eine solche Verzerrung mit der regelmäßigen Aktualisierung und dem Austausch von Software und Hardware kaum vermeiden. Die Weiterentwicklung der Aufnahmegeräte in diesem Bereich und die voraussichtliche qualitative Verbesserung der DVT Daten mit Reduktion der Metallartefakte gibt Hoffnung auf immer aussagekräftigere und genauere Messungen. Es erfordert auch einer Optimierung der Analyse-Software, um die Möglichkeit einer noch exakteren Knochenmessung im dreidimensionalen Raum zu bieten.

## **5.2. Zeitlicher Verlauf der Resorption des Augmentats**

Wichtig für den Erfolg des Knochenaufbaus ist eine ausreichend hohe Osteokonduktion, also die Bereitstellung einer Struktur, die dann im besten Fall erhalten oder resorbiert und durch körpereigenen Knochen ersetzt wird. Um osteoklastische Umbauvorgänge und somit den Verlust des eingebrachten Volumens zu verhindern, soll das Material als Barriere zwischen die Schneider'sche Membran und das Implantat gesetzt werden. Dabei stellt sich die Frage welches Material im Stande ist, einen stabilen Knochenaufbau in Kombination mit einer geringen Resorptionsrate im Zuge einer Sinusbodenelevation zu gewährleisten. Die Ergebnisse zeigen einen erhöhten Abbau des Materials speziell in den ersten 365 Tagen. Der exponentielle Verlauf der Resorptionskurve (und somit der gesteigerte Abbau) flacht dann im weiteren postoperativen Verlauf ab. Insgesamt konnte über den Beobachtungszeitraum ein jährlicher durchschnittlicher Knochenabbau von 0,290mm (0,909mm im ersten Jahr) ermittelt werden. Dies entspricht einer durchschnittlichen Reduktion des aufgebauten Knochens um 9,34 % nach einem und einer Resorption von 16,59% nach zwei Jahren. Im Gegensatz dazu beziffert sich die jährliche natürliche Pneumatisationsrate der zahnlosen Maxilla im

ersten Jahr auf etwa 0,5mm und in dem darauffolgendem Zeitraum auf 0,1mm (42). Somit liegt der in dieser Untersuchung ermittelte Wert im Bereich der natürlichen Pneumatisation einer unbezahnten Maxilla. Daraus kann man schließen, dass das xenogene Augmentat nicht zwingend zu einem Stopp oder einer Reduktion der natürlichen Pneumatisation der Kieferhöhle führt. Wie auch in der hier durchgeführten Studie gezeigt wurde, wird die Resorption zwar zu späteren Zeitpunkten stark minimiert, hält jedoch im gesamten Beobachtungszeitraum von 10 Jahren und vermutlich auch darüber hinaus an.

Umanjec et. al (43) führte eine retrospektive Analyse von 29 augmentierten Kieferhöhlen ebenfalls mit bovinem Knochenersatzmaterial durch. Darauffolgend wurden insgesamt 55 Implantate im Oberkiefer-Seitenzahnbereich gesetzt, die in einem Zeitraum von 2 Jahren mithilfe von CT Datensätzen untersucht wurden. Die durchschnittliche Knochenhöhe betrug präoperativ  $2,7 \pm 1,2$  mm, postoperativ konnte eine mittlere Knochenhöhe von  $14,13 \pm 4,6$  mm ermittelt werden. Der mittlere prozentuale Höhenverlust und der Volumenverlust des Alveolarkamms beliefen sich nach einem zweijährigen Follow-up auf 18,58% und 19,30%, was den Werten der hier durchgeführten Studie ähnelt. Ruoff (44) untersuchte dasselbe Material über einen Zeitraum von 10 Jahren anhand von 364 gesetzten Implantaten in 112 Patienten. Die Höhe über dem Implantat-Apex reduzierte sich um 0,1mm jährlich, was im Gegensatz zu den Ergebnissen der hier durchgeführten Untersuchung erheblich geringer ist. Der jährliche Knochenverlust über dem Apex des Implantats betrug in der Studie 0,168 mm. Die Differenzen in den Ergebnissen lassen sich vermutlich auf die unterschiedlichen Messmethoden zurückführen. Bei Ruoff wurden die Datensätze anhand von CT-Aufnahmen erstellt, während in dieser Studie DVT Datensätze verwendet wurden. Die Tatsache, dass sich ebenfalls die Auswertungssoftwares unterschieden, trägt zu dem Unterschied der Ergebnisse bei.

In einer Studie aus dem Jahre 2018 von Kim et al. (41) wurde das Einbringen des Knochenersatzmaterials und die Transplantathöhenänderungen nach dem Sinusliftverfahren röntgenologisch anhand von Panoramaaufnahmen quantitativ erfasst. Die Anzahl der untersuchten Oberkieferimplantate belief sich auf N=39 über einen Zeitraum von unmittelbar nach der Implantation und nach 3, 6 und 12 Monaten,

sowie nach 2 und 3 Jahren. Die untersuchten Patienten hatten ein zur aktuellen Studie vergleichbares Durchschnittsalter (54,5 Jahre). Die Messung erfolgte jedoch nur an 3 Stellen in einer Ebene (mesial und distal direkt an dem Implantat, sowie zentral über dem Implantat). Aufgrund des erhöhten Vorkommens von Aufhärtungsartefakten wurde in der hier durchgeführten Arbeit der Abstand von 3 bzw. 4 Millimeter entfernt von dem Implantat bewusst gewählt. Die Untersuchung Kim et al. ergab, dass die Höhe des augmentierten Knochens im Lauf der Zeit signifikant (6 Monate, 1 Jahr und 2 Jahre post OP) abnimmt. 1 Jahr nach dem Sinuslift konnte (41) eine mittlere Veränderung der Transplantathöhe von 1,36mm und 2 Jahre später von 1,97 mm in Bezug auf den gesamten augmentierten Knochen festgestellt werden. Im Vergleich dazu wurde in der hier durchgeführten Studie eine Knochenreduktion von 0,909mm im ersten und 1,286 mm im zweiten Jahr beobachtet.

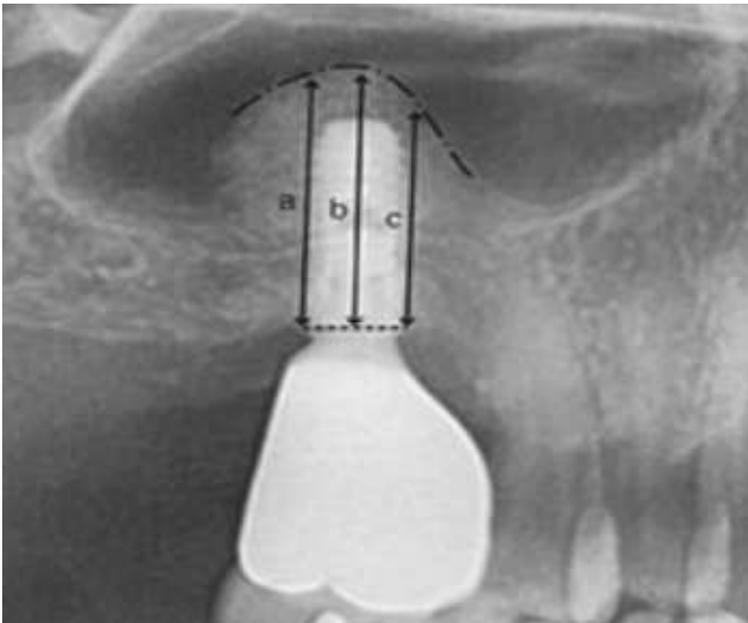


Abbildung 31: Darstellung des Messprozesses (41) der Untersuchung (2018, Kim et al.): A radiographic evaluation of graft height changes after maxillary sinus augmentation. Die Messung erfolgte hier an drei Punkten, ausgehend von der Basis des Knochenaufbaus bis zur Implantatschulter

Eine weitere Studie wurde im Jahr 2019 von Kwon et al. (45) vorgestellt. Hierbei wurden 22 Patientenfälle, bei denen eine Sinusbodenelevation mit Einbringung bovinen Knochenersatzmaterials mittels stattfand, DVT- Aufnahmen retrospektiv analysiert. Hierbei betrug das Durchschnittsalter der Patienten 51,8 Jahre. Kwon et al. setzten den Fokus auf die Untersuchung der Knochenänderung durch die Analyse des Volumens des augmentierten Sinus. In der Studie nahm das durchschnittliche Volumen an

Rindertransplantatmaterial im Zuge der Nachbeobachtungszeit ab, jedoch war diese Änderung aber statistisch nicht signifikant.

### **5.3. Zusammenhang von Knochenersatzmaterial und Resorptionsverhalten**

Bei der Vielzahl an Augmentationsmaterialien ist in den letzten Jahren ein hoher Anstieg der Untersuchungen in diesem Bereich zu beobachten. Eine orientierende Pubmed Recherche mit Stichtag 22.02.2022 und dem Suchbegriff „sinus augmentation“ erzielt 3,978 Resultate, unter welchen auch viele Untersuchungen von hohem Evidenzgrad zu finden sind. Verschiedene Knochenaufbaumaterialien werden immer wieder mit der Sinusbodenaugmentation ganz ohne Graft Material, wie sie bereits im Jahre 1975 von Tatum durchgeführt wurde, verglichen. Für diese Methode wird die Schneider'sche Membran durch das Einbringen des Implantats vorsichtig angehoben, ohne diese zu verletzen. Gelingt dies, so spannt sich die Membran wie ein Zeltdach über der Implantat Spitze. Der darunter entstandene Raum füllt sich mit Blut und gibt den mesenchymalen Stammzellen die Möglichkeit einzuwandern, um die Knochenbildung zu ermöglichen (46). Eine im Jahre 2015 veröffentlichte systematische Metaanalyse ergibt einen durchschnittlichen Knochenanstieg bei internen Sinusbodenaugmentationen ohne Knochenersatzmaterial von  $3,43\text{mm} \pm 0,09$  (2,5 mm - 4,4 mm).

Dies entspricht ungefähr 50% des in dieser Studie durchgeführten Knochenaufbaus (im Durchschnitt). Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich des Überlebens der Implantate ( $P = 0,94$ ), des marginalen Knochenverlusts ( $P = 0,73$ ) und der neuen Knochendichte ( $P = 0,54$ ) gefunden. (47). Dies zeigt, dass allein die Präparation der Kieferhöhle mit Elevation der Membran zu einer Knochenapposition führen kann. Somit ist die Voraussetzung für eine ausreichend gute Knochenregeneration bei Sinusbodenelevation grundsätzlich gegeben (48). Jedoch muss eine gewisse Restknochenhöhe unterhalb der Kieferhöhle bestehen, um die Implantate, die die Schneider'schen Membran anheben, bereits primär, unmittelbar postoperativ ausreichend zu stützen. Studien von Pjetturson zeigten, dass bei Sinusbodenelevationen ohne Aufbaumaterial keine Knochenneubildung apikal des

Implantats erfolgt, sondern lediglich eine geringe Knochenbildung mesial und distal um das Implantat vorzufinden ist (49).

Die Resorption entspricht der natürlichen Pneumatisationsrate der zahnlosen Maxilla (durchschnittlich 0,1mm jährlich) (42). Jedoch sind bisher noch wenige Daten zu den Langzeitergebnissen nach einem Knochenaufbau ohne Biomaterial verfügbar, was eine abschließende evidenzbasierte Beurteilung nur eingeschränkt ermöglicht. Der Knochenabbau verhält sich ähnlich der hier durchgeführten Studie und es lässt sich schlussfolgern, dass sich die Resorption trotz unterschiedlicher Materialien im Durchschnitt ähnlich verhält. Daraus ergibt sich die Frage, ob eine rein zirkuläre knöcherne Umfassung des Implantats genügt, um eine sichere Einheilung zu erlangen bzw. wieviel eingebrachter Knochenaufbau vertikal direkt über dem gesetzten Implantat zu genügend Stabilität und möglichst wenig Resorption des Materials führt. In diesem Bereich wurden (Pubmed, Stand Januar 2022) keine aussagekräftigen Studien gefunden. Generell kann man sagen, dass zahlreiche Knochenmaterialien, d.h. Autotransplantate, Allografts, Xenografts und Alloplaste in Studien miteinander verglichen wurden und zufriedenstellende ähnliche Ergebnisse beobachtet werden konnten. Diese Verfahren ermöglichen eine erfolgreiche Platzierung von 7 bis 10 mm langen Implantaten im Oberkiefer Seitenzahnbereich (50). In den letzten Jahren wurden bereits vermehrt Studien durchgeführt, die sich mit den Variationen der physikalischen Eigenschaften eines Knochenersatzmaterials beschäftigen und den Einfluss auf den Abbauprozess, die Dimensionsstabilität und die Handhabung des Materials betreffen.

Der Vergleich zwischen den unterschiedlichen Aufbaumaterialien war in dieser Studie nicht möglich, da hier nur Fälle mit bovinem Material betrachtet wurden. Es bedarf in Zukunft weiterer Untersuchungen in diesen Bereichen, um die Beschleunigung oder Verlangsamung von Resorptionsprozessen des augmentierten Bereichs zu beschreiben und die stabile Augmentation des Kieferhöhlenbodens optimal umzusetzen. Je umfangreicher die Kenntnisse des Auf-, und Umbauvorgangs des Knochens und der Knochenersatzmaterialien erforscht werden können, desto gezielter können diese eingesetzt werden und führen so zu einer erfolgversprechenden Implantation. Des Weiteren sind Untersuchungen von zusätzlichen Faktoren, die zu einem Misserfolg, dem Implantatverlust nach Sinuslift, führen könnten, nötig. Darunter wäre zum Beispiel die

Zeitspanne der Implantateinheilung, der Zeitpunkt der Sinusbodenelevation und der Implantatinsertion (einzeitig, zweizeitig) sowie die Oberflächentextur des Implantats zu nennen. Laut Kim et al. (41) hat die Messung der präoperativen Restknochenhöhe einen statistisch signifikanten Unterschied in Bezug auf das Resorptionsverhalten des Augmentats ergeben. Auch die physikalisch-chemischen Eigenschaften des Augmentationsmaterials wie z.B. die Sintertemperatur und die Porosität haben Einfluss auf das schlussendliche Ergebnis. (29)

## 6. Zusammenfassung

Insbesondere im Oberkiefer findet sich oftmals eine fortgeschrittene Atrophie des zahnlosen Alveolarfortsatzes, wodurch eine Implantatversorgung ohne begleitenden Aufbau des knöchernen Lagergewebes häufig nicht möglich ist. Durch eine Sinusbodenelevation kann zuverlässig ein ausreichendes Knochenlager chirurgisch rekonstruiert werden. Die dabei in die Kieferhöhle eingebrachten Knochenersatzmaterialien können entweder allogener, xenogener (bovin, porcine), alloplastischer oder autogener Herkunft sein und unterscheiden sich sowohl in Bezug auf die Interaktion mit dem umgebenden Knochen (Osteoinduktivität und Osteokonduktivität) und dem menschlichen Knochen sowie im Resorptionsverhalten des Materials voneinander. Das Ziel dieser retrospektiven Untersuchung war die Analyse der Langzeitstabilität und des Resorptionsverhaltens eines bovinen Knochenersatzmaterials über einen Zeitraum von bis zu 10 Jahren. Hierzu wurden die DVT Datensätze von 18 Patienten mit insgesamt 40 Implantaten nach stattgefundener Sinusbodenelevation und anschließender Implantation im Oberkiefer Seitenzahnbereich herangezogen.

Nach Messung des Knochenniveaus an verschiedenen Punkten im augmentierten Sinus zirkulär um das gesetzte Implantat zu unterschiedlichen Zeitpunkten konnte eine Kurve ermittelt werden, die den Knochenabbau in dem Beobachtungszeitraum beschreibt. Der Knochenabbau stellt sich anfangs als exponentiell dar, wobei die höchste Resorption des Materials, welches durchschnittlich einen vertikalen Aufbau von 6,62 mm ermöglichte, in den ersten 365 Tagen stattfindet und sich dann stark reduziert und asymptotisch Richtung null bewegt und somit eine, zu einem späteren Zeitpunkt kaum noch nachweisbare Resorption bedeutet. Insgesamt wurde ein durchschnittlicher jährlicher Knochenabbau von 0,290 mm ermittelt. In der vorliegenden Studie fand sich kein Einfluss des Patientenalters oder Geschlechts, der Implantatposition, der absoluten Höhe des Knochenaufbaus oder des Implantationszeitpunkts auf die Resorptionsdynamik.

## **7. Anhang**

### **7.1. Abkürzungsverzeichnis**

<b>B</b>	bukkal
<b>BO</b>	bukko-oral
<b>D</b>	distal
<b>GBR</b>	Guided Bone Regeneration
<b>M</b>	mesial
<b>MD</b>	mesio-distal
<b>O</b>	oral
<b>DVT</b>	Digitale Volumen Tomographie
<b>OPG</b>	Orthopantomogramm
<b>PSA</b>	Panoramaschichtaufnahme
<b>SL</b>	Sinuslift

## 7.2. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung des Sinus Maxillaris von lateral .....	6
Abbildung 2: Darstellung der Nasennebenhöhlen (Sinus paranasales) .....	7
Abbildung 3: Schematischer Aufbau eines Volumendatensatzes bestehend aus kubischen Volume Elements .....	15
Abbildung 4: Periimplantäre Aufhellung verursacht durch Entstehung von Artefakten aufgrund metallischer Implantate .....	16
Abbildung 5: Schritt 1: Aufsuchen des zentralen Schraubenlochs nach Sinusbodenelevation und Implantatinsertion.....	21
Abbildung 6: Schritt 2: Ziehen der senkrechten Linie durch den Implantatkörper .....	22
Abbildung 7: Schritt 3: Einzeichnen der Nulllinie im 90Grad Winkel zur Implantatachse .....	23
Abbildung 8: Schritt 4: Messung des Knochenaufbaus mesial und distal sowie zentral über dem Implantat .....	23
Abbildung 9: Vereinfachte Schemazeichnung der Messung des Knochenersatzmaterials über den Zeitraum x (Implantat Follow Up) .....	24
Abbildung 10: Vereinfachte Schemazeichnung der Messung des Knochenersatzmaterials mit Darstellung der Messpunkte .....	25
Abbildung 11: Sehr vereinfachte Schemazeichnung der Messung des aufgebauten Knochens	26
Abbildung 12: Darstellung der leeren Kieferhöhle (1.) vor dem Einbringen des Knochenersatzmaterials.....	27
Abbildung 13: Darstellung des eingebrachten Knochenaufbaumaterials .....	28
Abbildung 14: Darstellung des Implantats nach Implantatinsertion .....	28
Abbildung 15: Überlagerung der DVTs.....	29
Abbildung 16: Einzeichnen und quantitative Erfassung des Knochenniveaus von der „Nulllinie“ ausgehend .....	29
Abbildung 17: Quantitative Erfassung des Knochenaufbaus von der „Nulllinie“ .....	30
Abbildung 18: Quantitative Erfassung des gesamten Knochenaufbaus durch den Schritt des Ausblendens .....	30
Abbildung 19: Unterschied der beiden Messungen.....	33
Abbildung 20: Bland Altman Diagramm.....	33
Abbildung 21: Graphische Darstellung des Knochenabbaus nach Modell 5.....	36
Abbildung 22: Graphische Darstellung des Knochenaufbaus nach Modell 7 .....	37
Abbildung 23: Aufteilung des Patientenkollektiv nach Geschlecht. ....	38
Abbildung 24: Altersverteilung des Patientenkollektivs .....	39
Abbildung 25: Anzahl der Messungen für die jeweilige Zahnnummer .....	39
Abbildung 26: Quantitative Erfassung der Messungen aufgelistet für den jeweiligen Messzeitpunkt .....	40
Abbildung 27: Modell 7 mittlerer Knochenabbau im Zeitraum von 10 Jahren; Kurve mit einzelner Auflistung der Messpunkte .....	44
Abbildung 28: Modell 7 mittlerer Knochenabbau im Zeitraum von 10 Jahren; Kurve Mittelwert mit Zusammenfassung aller Messpunkte .....	45
Abbildung 29: Modell 7 mittlerer Knochenabbau in den ersten 365 Tagen.....	46
Abbildung 30: Modell 7 Kurve Knochenabbau in den ersten 365 Tagen mittelwertig mit Zusammenfassung aller Messpunkte.....	46
Abbildung 31: Darstellung des Messprozesses (41) der Untersuchung.....	50

### 7.3.Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Auflistung der in dieser Studie verwendeten Implantatsysteme und deren Maße ..	18
Tabelle 2: Technische Informationen der verwendeten DVT Geräte .....	19
Tabelle 3: Erläuterung der Bezeichnungen der vier verschiedenen Messzeitpunkte.....	31
Tabelle 4: Korrelation der Messwerte für den jeweiligen Messparameter .....	34
Tabelle 5: Gemessene Höhe des Knochenaufbaus in mm pro Messstelle unmittelbar nach der Sinusbodenaugmentation der Gesamtpopulation.....	41
Tabelle 6: Durchschnittlich durch den Sinuslift eingebrachter Knochenaufbau in Millimeter zu verschiedenen Zeitpunkten.....	42
Tabelle 7: Durchschnittlicher Knochenabbau (gemessen in Millimetern).....	43
Tabelle 8: Prozentuale Resorption des ursprünglich aufgebauten Knochens nach 1, 2, 3, 4, 5, und 10 Jahren.....	45

#### 7.4.Literaturverzeichnis

1. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik Band 3: Quintessenz Verlag; 2013. Available from: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/ub-lmu/detail.action?docID=1511215>. [cited 2020 Aug 13]
2. Schwenger N, Ehrenfeld M, Watzek G. Zahnärztliche Chirurgie 3. Deutschland: Thieme; 2000. 127-8 p.
3. Weber T. Memorix Zahnmedizin. Germany: Georg Thieme Verlag; 2010. 307 p.
4. Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J Periodontal Implant Sci.* 2014;44(3):102-8.
5. Howe MS, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. 2019.
6. Knöfler W, Barth T, Graul R, Schmenger K. Beobachtung an 10.000 Implantaten über 20 Jahre—Eine retrospektive Studie Einfluss von Alter, Geschlecht und Anatomie. *Implantologie.* 2016;24:1-13.
7. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery Supplementum.* 1977;16:1-132.
8. Waldeyer A. Anatomie des Menschen: Gruyter; 2009. 1334 p.
9. Atwood DA, JJoPD. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. 1971;26(3):266-79.
10. Schlegel A, Neukam FW. Augmentationen, Knochenersatzmaterialien, Membranen. 1. Berlin: Quintessenz; 2002.
11. Silva LD, de Lima VN, Faverani LP, de Mendonca MR, Okamoto R, Pellizzer EP. Maxillary sinus lift surgery—with or without graft material? A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45(12):1570-6.
12. Götz W, Hoffmann J, Stoya G. Der Sinus maxillaris in der oralen Implantologie: Anatomie und Konsequenzen für die Implantatchirurgie. *ZWR.* 2015;124(05):222-30.
13. Thieme. Duale Reihe Anatomie. Aumüller, editor: Georg Thieme Verlag KG; 2007.
14. Tatum H. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am.* 1986;30:207-29.
15. Cacaci C, Neugebauer J, Schlegel A, Siedel F. Orale Implantologie: 14 Tabellen: Thieme; 2006.
16. Prechtel C, Schlegel KA. Sinuslift—wann, wie und womit? *Zahnmedizin up2date.* 2012;6(03):231-48.
17. Wallace SS, Froum SJ. Effect of Maxillary Sinus Augmentation on the Survival of Endosseous Dental Implants. A Systematic Review. 2003;8(1):328-43.
18. SUMMERS RB. Sinus Floor Elevation with Osteotomes. 1998;10(3):164-71.
19. Misch C, JJOI. Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. 1987;4:49-58.
20. Emmerich D, Att W, Stappert C, JJoP. Sinus floor elevation using osteotomes: a systematic review and meta-analysis. 2005;76(8):1237-51.
21. Kappert H, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung: Georg Thieme Verlag; 2006.
22. Ziebart T, Jdz. Knochenaufbau in der Zahnmedizin. 2014;5(3):12-20.
23. Schneider D, Buttchereit I, Kämmerer PW. Regenerative Therapie von Kieferdefekten mit allogenen Knochenersatzmaterialien. *ZWR.* 2016;125(11):552-7.
24. Laurencin C, Khan Y, El-Amin SF, JErond. Bone graft substitutes. 2006;3(1):49-57.

25. Rueger JM, Hägele J, Lehmann W, Rücker A, Schlickewei C. Knochenaufbau – Knochenersatzmaterialien. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date. 2010;5(05):315-32.
26. Schlegel AK, Donath K. BIO-OSS--a resorbable bone substitute? J Long Term Eff Med Implants. 1998;8(3-4):201-9.
27. Wang MJB. Developing bioactive composite materials for tissue replacement. 2003;24(13):2133-51.
28. Lee J-H, Kim J-H, Jeon J-H. Knochenregeneration mit makro porösem Octacalciumphosphat-beschichteten deproteinisierten bovinen KEM (Knochen ersatzmaterial) beim Sinuslift: eine prospektive Pilotstudie. Implant Dentistry. 2015;24(3):275-80.
29. Yamamichi N, Itose T. Langzeitauswertung des Implantatüberlebens nach einer Sinuslift-Operation: Eine Fallserie.
30. Dau M, Kämmerer PW. Kurze Implantate vs. Augmentation. der junge zahnarzt. 2017;8(2):14-24.
31. Jain N, Gulati M, Garg M, Pathak C. Short Implants: New Horizon in Implant Dentistry. Journal of clinical and diagnostic research : JCDR. 2016;10(9):ZE14-ZE7.
32. Neugebauer J, Sigmund F, Kistler F, Kistler S. Kurze Implantate oder Augmentationen im Seitenzahnbereich: Was ist effizienter? ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt. 2018;127(04):164-70.
33. Hoedke D. Keine Unterschiede zwischen kurzen Implantaten und langen Implantaten mit Sinuslift im Oberkiefer. Zahnmedizin up2date. 2019;13(01):6-.
34. Schulze R. Dentale Volumentomographie (DVT) Grundlagen. Deutsche Zahnärztl. Zeitschrift 2009;64(S1-Leitlinie Dentale Volumentomographie):28.
35. Schulze R. DVT-Diagnostik in der Implantologie: Grundlagen–Fallstricke | ZMK-aktuell. de | Zahnheilkunde. 2012.
36. Kaeppler G. Grenzen der dentalen digitalen Volumentomographie und weiterführende Diagnostik. wissen kompakt. 2014;8(2):29-40.
37. Sinus Lift Schema. p. [https://www.implantat-berater.de/zahnimplantate\\_behandlung\\_5.html](https://www.implantat-berater.de/zahnimplantate_behandlung_5.html). [cited 2020 Apr 04]
38. Korrelationskoeffizient Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Korrelationskoeffizient>. [cited 2021 Apr 19]
39. AIC Available from: <https://statistikguru.de/lexikon/aic-akaike-informationskriterium.html>. [cited 2022 Mar 05]
40. Hidajat O. Trotz Perforation zum Erfolg. BZB. 2011.
41. Kim D-H, Ko M-J, Lee J-H, Jeong S-N. A radiographic evaluation of graft height changes after maxillary sinus augmentation. J Periodontal Implant Sci. 2018;48(3):174-81.
42. Kieferaufbau Unterkiefer. Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Kieferaufbau#Unterkiefer>. [cited 2021 Jun 07]
43. Umanjec-Korac S, Wu G, Hassan B, Liu Y, Wismeijer D. A retrospective analysis of the resorption rate of deproteinized bovine bone as maxillary sinus graft material on cone beam computed tomography. Clin Oral Implants Res. 2014;25(7):781-5.
44. Ruoff H, Terheyden H. Retrospective radiographic investigation of the long-term stability of xenografts (Geistlich Bio-Oss) in the sinus. J Dental Implant. 2009;25:160-9.
45. Kwon J-J, Hwang J, Kim Y-D, Shin S-H, Cho B-H, Lee J-Y. Automatic three-dimensional analysis of bone volume and quality change after maxillary sinus augmentation. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2019;21(6):1148-55.
46. Drüke H-G. Interner Sinuslift ohne Graft-Material. ZWP Online. 2016;4.
47. Pérez-Martínez S, Martorell-Calatayud L, Peñarrocha-Oltra D, García-Mira B, Peñarrocha-Diago M. Indirect sinus lift without bone graft material: Systematic review and meta-analysis. J Clin Exp Dent. 2015;7(2):e316-e9.

48. Khoury F. Augmentative Verfahren in der Implantologie: Quintessence Publishing; 2019.
49. Fickl S. Biomaterialien für den Sinuslift (ZWP Online). 2011.
50. Friberg B. Bone augmentation for single tooth implants: A review of the literature. Eur J Oral Implantol 2016;9.

## **7.5. Danksagung**

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Matthias Folwaczny, der mir diese Dissertationsarbeit ermöglicht hat. Zudem möchte ich meinem Betreuer Dr. med. dent. MS Thomas Spinell für seine außergewöhnliche Unterstützung (zu jeder Tages-, und Nachtzeit) und die Bereitstellung der zu untersuchenden Daten danken.

Ein besonderes Dankeschön geht an meine Freundin Maria Berchtold, für ihr Verständnis und ihren Zuspruch in den turbulenten Phasen dieser Arbeit. Danke an meine Schwester für ihren kompetenten technischen Support, sowie an meine Eltern, die der Grund für die Entstehung dieser Arbeit sind und mich stets unterstützt haben.

## 7.6.Eidesstattliche Versicherung

**Cramer, Isabelle**

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem  
Thema:

**Postoperative Dimensionsstabilität der relativen Augmentation des zahnlosen  
Alveolarfortsatzes durch eine externe Sinusbodenelevation mit einem xenogenen  
Knochenaufbaumaterial (BioOss®)**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient  
und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen  
sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der  
Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder  
in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen  
Grades eingereicht wurde.

Villach, den 29.12.2022

---

Ort, Datum

Cramer Isabelle

---

Unterschrift Doktorand