

**Diplomarbeit**

**Semiautomatische Vermessung von bereits vorhandenen  
CT-Datensätzen zur Ermittlung der dreidimensionalen  
Volumensänderung nach Sinusbodenaugmentation**

eingereicht von

**Mario Simic**

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnheilkunde**

**(Dr. med. dent.)**

an der

**Medizinischen Universität Graz**

ausgeführt an der

**Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit Klinischen Ab-  
teilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und Zahnersatzkunde**

unter der Anleitung von Betreuer\*in

ZÄ Dr.med.dent. Susanne Vogl

Univ.-Prof. Dr.med.univ. Martin Lorenzoni

Graz am 24.07.2023

*Eidesstattliche Erklärung*

*Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.*

*Graz, am 24.07.2023*

*Mario Simic eh.*

## **Danksagungen**

An dieser Stelle will ich mich bei allen Personen bedanken, die mich auf unterschiedlichste Weise bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein hauptsächlichster Dank gilt an meine Betreuerin Dr.in Susanne Vogl. Danke für die Bereitstellung des Themas, sowie für die wertvolle Betreuung der Arbeit. Sie waren mir mit Ihrem fachlichen Wissen eine entscheidende Stütze im Aufbau dieser Arbeit und sind mir mit gutem Rat zur Seite gestanden. Durch Ihre konstruktiven Kritiken und wertvollen Rückmeldungen, konnte ich mich kontinuierlich verbessern. Auch möchte ich Univ.-Prof. Dr. Martin Lorenzoni für die Betreuung und Unterstützung danken.

Bei DDDr. Alwin Sokolowski bedanke ich mich für die Bereitstellung der anonymisierten radiologischen Bilddaten und dem Interesse in dem Voranschreiten der Arbeit.

Dank auch an Dr.in Kerstin Hammernik, die mir per Screen-Sharing in den Feineinstellungen der Messsoftware hilfreiche Tipps geben konnte.

Weiters bedanke ich mich auch bei DI Irene Mischak für die Hilfe bei der statistischen Auswertung und Verarbeitung der gemessenen Ergebnisse.

Ein unendlich großes Dankeschön an meine Eltern Marko und Ljuba, die mich von Kindesalter an beim Erreichen meiner Ziele motiviert haben und mich während des Studiums in allen Lebensbelangen so gut wie möglich unterstützten. Auch danke an meinen Bruder Dario und meine Freundin Erika für euer stets offenes Ohr. Bedanken möchte ich mich bei dir, Erika, auch für deine Unterstützung und dafür, dass du mir immer zur Seite gestanden hast, in allen Höhen und Tiefen, die wir gemeinsam erlebt haben.

Ein abschließendes Dankeschön an alle meine KommilitonInnen für die gemeinsame Zeit. Ich bin froh, in euch gute Freundinnen und Freunde gefunden zu haben.

## **Zusammenfassung**

### Hintergrund:

Die Sinusbodenelavation ist eine geeignete Knochenaugmentationstechnik, um ausreichende Knochenhöhe für eine Implantatinserterion zu gewinnen. Die Bestimmung des Volumens von besagter Knochenaugmentationstechnik und die Bewertung von zeitabhängigen dimensionsverändernden Prozessen sind von wissenschaftlichem Interesse, jedoch mit konventionellen Messtechniken sehr zeitaufwendig. Das Ziel der Studie war es, eine neu entwickelte Software zu bewerten, die das Volumen der augmentierten Kieferhöhle automatisch anhand von Daten aus dem Computertomographen (CT) oder der digitalen Volumentomographie (DVT) errechnet.

### Zielsetzung/Hypothese:

Auch in der augmentierten Kieferhöhle kommt es im Laufe der Zeit zum Bone Remodeling. Das Ziel der Studie ist es, das Ausmaß der volumetrischen Veränderung innerhalb der augmentierten Kieferhöhle zu ermitteln. Es wird eine Verringerung des Volumens über die Zeit aufgrund von Resorption angenommen.

### Material und Methoden:

Diese retrospektive Studie befasst sich mit der Auswertung von Augmentationsvolumina nach zweizeitigem Sinuslift. In die Studie wurden insgesamt 24 PatientInnen mit 28 Sinuslifts aufgenommen. Die Sinuslift-Volumina wurden zweimal berechnet: unmittelbar nach der Operation und nach einer Einheilphase von 5 bis 7 Monaten. Das Sinuslift-Volumen wurde somit postoperativ und nach der Heilungsphase präimplantologisch verglichen. Ein semi-automatisches Messprogramm wurde verwendet, um das augmentierte Volumen zu bestimmen. Das Programm wurde im Rahmen einer Masterarbeit an der Technischen Universität Graz entwickelt. Zwei DVT- (Planmeca Promax 3D Max mit ProTouch, Planmeca OY, Helsinki, Finnland) oder CT- (Somatom plus 4 CT-Scanner, Siemens AG, Bensheim, Deutschland) Datensätze, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten erfasst wurden, sind überlagert worden, Augmentationsgrenzen eingezeichnet und ihre Volumina semi-automatisch evaluiert. Das Ausmaß der Volumenänderung wurde in Millilitern berechnet. Alle Messungen sind ein zweites Mal durchgeführt worden, um die Zuverlässigkeit innerhalb desselben Untersuchers mittels ICC zu bewerten.

#### Ergebnisse:

Das durchschnittliche Volumen externer Sinusbodenelavationen beträgt in den 28 gemessenen Fällen 3,1 Milliliter (min.: 1,51 ml, max.: 5,67 ml). Der Unterschied zwischen dem kleinsten und dem größten Volumen beträgt 4,16 ml. Das durchschnittliche Volumen des Augmentats beträgt, nach einer Einheilphase von 5 bis 7 Monaten, 2,8 Milliliter (min.: 1,36 ml, max.: 5,18 ml). Die durchschnittliche Volumendifferenz zwischen der Operation und dem eingehielten Augmentat beträgt 0,27 ml oder 9,2 % Volumen-Schrumpfung. Die Höhe der volumetrischen Reduktion liegt zwischen 0 ml und 0,86 ml. Die Ergebnisse jeder Messung wurden ein zweites Mal vom selben Untersucher wiederholt. Die durchschnittliche Differenz zwischen beiden Durchgängen beträgt unter 0,03 ml und die durchschnittliche Messdauer beträgt 11 Minuten und 6 Sekunden.

#### Schlussfolgerung und klinische Implikationen:

Die in dieser Studie untersuchten Sinusbodenaugmentationen zeigen über einen Zeitraum von 5-7 Monaten ein sehr stabiles Volumen. Es ist davon auszugehen, dass ein ausreichendes Knochenlager zur Implantatinsertion vorgefunden wird. Größere randomisierte, klinisch prospektive Studien sind erforderlich, um Vergleiche zwischen verschiedenen Knochenersatzmaterialien in Sinusbodenaugmentationen zu ziehen. Die vorgestellte Methode ist jedoch zuverlässig, besitzt eine hohe intraexaminer reliability und ist zudem zeitsparend.

## **Abstract**

### **Background:**

The sinus lift procedure is an appropriate bone augmentation technique to achieve adequate bone height for further implantation. Volume determination of internal maxillary sinus augmentations and evaluation of time dependent dimensional changes are of scientific interest but in conventional way very time-consuming. The aim of the study was to assess a newly developed software calculating the grafted volumes semi-automatically by utilizing computed tomography (CT) or Cone Beam CT (CBCT) data sets.

### **Aim/Hypothesis:**

Bone remodeling also occurs in the augmented sinus over a period of time. The aim of the study is to quantify the extent of volumetric change inside the augmented sinus. A decrease in volume is assumed due to resorption.

### **Material and Methods:**

This retrospective study deals with the evaluation of augmentation volumes after two-stage sinus lift surgery. A total of 24 patients with 28 sinus lifts were included in the thesis. Sinus lift volumes were calculated twice, immediately after surgery and after a healing period of 5-7 months. A semi-automatic measurement program was used to determine the augmented volume. The program was developed as part of a master's thesis at the University of Technology in Graz. Two CBCT (Planmeca Promax 3D Max with ProTouch, Planmeca OY, Helsinki, Finland) or CT (Somatom plus 4 CT Scanner, Siemens AG, Bensheim, Germany) data sets acquired at different times were superimposed, augmentation borders were drawn, and their volumes were measured automatically. The extent of the volume change was calculated in milliliters. All measurements were repeated twice to assess intra-examiner reliability.

### **Results:**

The average volume of external sinus lift procedures is 3.1 milliliters (min.: 1.51 ml, max.: 5.67 ml) in 28 cases. The difference between the smallest and greatest volume is 4.16 ml. The average volume after healing period of 5-7 months is 2.8 ml (min.: 1.36 ml, max.: 5.18 ml). The average volumetric difference between surgery and healed graft is 0.27 ml, or 9.2 percent graft shrinkage. The amount of volumetric reduction is between 0 ml and 0.86 ml.

The results of each measurement have been repeated twice by same examiner. The average difference between both trials is less than 0.03 ml and average time for examination is 11 minutes and 6 seconds.

**Conclusion and Clinical implications:**

The sinus augmentations examined in this study are quite stable in their volumetric dimension over the period of 5-7 months. Therefore, it appears to be a stable bony situation for further implant placement after healing period.

Larger randomized clinical prospective trials are needed for comparison between grafting materials in sinus floor elevation procedures. However, the introduced method is reliable with a low intra- examiner bias and fast in terms of time needed.

# Inhaltsverzeichnis

<b>ABKÜRZUNGEN UND DEREN ERKLÄRUNG.....</b>	<b>1</b>
<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>2</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>3</b>
<b>1 EINLEITUNG.....</b>	<b>4</b>
1.1 EINLEITUNG ZUM THEMA .....	4
1.2 ZIELSETZUNG.....	5
1.3 DER KNOCHEN .....	5
1.3.1 ZUSAMMENSETZUNG DES KNOCHENGEWEBES .....	5
1.3.2 KNOCHENUMBAUPROZESSE.....	6
1.3.3 KNOCHENARTEN.....	6
1.3.4 WUNDHEILUNG .....	7
1.3.5 PRIMÄRE WUNDHEILUNG .....	7
1.3.6 DEFEKTHEILUNG NACH ZAHNEXTRAKTION .....	8
1.3.7 KNOCHENQUALITÄTEN .....	11
1.4 ANATOMIE DER KIEFERHÖHLE .....	11
1.4.1 ANATOMISCHE VERÄNDERUNGEN DER KIEFERHÖHLE.....	13
1.5 BILDGEBENDE VERFAHREN .....	14
1.5.1 COMPUTERTOMOGRAPHIE – CT .....	14
1.5.2 DIGITALES VOLUMENTOMOGRAMM – DVT .....	15
1.6 DENTALE IMPLANTATE .....	16
1.7 SINUSBODENELEVATION – SINUSLIFT .....	17
1.7.1 INDIKATIONSSTELLUNGEN .....	18
1.7.2 OPERATIONSTECHNIKEN .....	19
1.7.3 AUGMENTATIONSMATERIALIEN .....	21
<b>2 MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>24</b>
2.1 STUDIENDESIGN.....	24
2.2 PATIENTINNEN- UND PATIENTENSELEKTION .....	24
2.3 DATENAKQUISE .....	24
2.4 DATENAUFBEREITUNG .....	24
2.5 MESSUNG MITTELS SEMIAUTOMATISCHER SOFTWARE .....	26
2.5.1 EINSPIELEN DER DATENSÄTZE .....	27
2.5.2 ÜBERLAGERUNG DER DATENSÄTZE .....	28
2.5.3 MESSUNG DES VOLUMENS.....	30
<b>3 ERGEBNISSE – RESULTATE MIT GRAPHISCHEN DARSTELLUNGEN .....</b>	<b>36</b>
3.1 MESSERGEBNISSE.....	36
3.2 MESSDURCHGÄNGE IM VERGLEICH .....	37
3.3 MITTELWERTIGE VOLUMENREDUKTION .....	37
3.4 UNTERSCHIEDE ZWISCHEN XENOGENEN UND ALLOPLASTISCHEN MATERIALIEN.....	39

3.5	ZUSAMMENHANG ZWISCHEN AUSGANGSVOLUMEN UND VOLUMENREDUKTION .....	39
3.6	MESSDAUER .....	40
<b>4</b>	<b><u>DISKUSSION.....</u></b>	<b>41</b>
4.1	RESORPTION IM RAHMEN PHYSIOLOGISCHER UMBAUPROZESSE.....	41
4.2	VOLUMENÄNDERUNG IN ABHÄNGIGKEIT DES AUGMENTATIONSMATERIALS.....	42
4.3	ZEITAUFWAND JE VERMESSENEN SINUSLIFT .....	44
<b>5</b>	<b><u>SCHLUSSFOLGERUNG.....</u></b>	<b>46</b>
	<b><u>LITERATURVERZEICHNIS.....</u></b>	<b>47</b>

## **Abkürzungen und deren Erklärung**

EZM – Extrazellulärmatrrix

ICC – intraclass correlation coefficient

bzw. – beziehungsweise

CT – Computerthomographie

DVT – digitale Volumentomographie

DICOM – digital imaging and communications in medicine bzw. Digitale Bildgebung und Kommunikation in der Medizin

MHD – Metalimage Header File ist ein vereinfachtes Dateiformat zur Darstellung dreidimensionaler radiologischer Bilddaten

# Abbildungsverzeichnis

ABB. 1: RESORPTIONSKLASSEN NACH FALLSCHÜSSEL (1986) (BERGMANN, 2012) .....	9
ABB. 2: RESORPTIONSKLASSEN NACH CAWOOD & HOWELL (1988) (JACKOWSKI ET AL, 2007, S. 416).....	10
ABB. 3: KLASSIFIZIERUNG VON KNOCHENQUALITÄTEN NACH LEKHOLM UND ZARB (ALGHAMDI, 2018, S.2).....	11
ABB. 4: AUSDEHNUNG DER KIEFERHÖHLE BEI VOLLBEZAHNTEN, TEILBEZAHNTEN UND ZAHNLOSEN UNTERSUCHTEN (VELASCO-TORRES ET AL., 2017, S. 290).....	14
ABB. 5: SCHEMATISCHER AUFBAU EINES CT (VON SCHULTHESS, 2017, S.14) .....	15
ABB. 6: SCHEMATISCHER AUFBAU EINES DVT (MIRACLE & MUKHERJI, 2009, S.1089).....	16
ABB. 7: MISCH-KLASSIFIKATION (PIKOS & MIRON, 2019, S.174).....	18
ABB. 8: DER INDIREKTE SINUSLIFT (BALAJI, 2013, S.151) .....	20
ABB. 9: DER DIREKTE SINUSLIFT (BHALLA & DYM, 2021, S.203).....	21
ABB. 10: MASKE DER FREEWARE OSIRIX.....	25
ABB. 11: UMWANDLUNG DER DICOM-DATEI INS MHD-DATEIFORMAT.....	26
ABB. 12: INSUFFIZIENTE BILDÜBERLAGERUNG .....	28
ABB. 13: EINZEICHEN EINER BOUNDING BOX.....	29
ABB. 14: SUFFIZIENTE ÜBERLAGERUNG .....	30
ABB. 15: SEGMENTIERUNG STARTEN .....	31
ABB. 16: THRESHOLD .....	32
ABB. 17: VON PIXEL ZU VOXEL (AREMU ET AL., 2017).....	32
ABB. 18: SEGMENTIERUNG .....	33
ABB. 19: AUSSCHLUSS EXTRA AUGMENTÄRE STRUKTUREN.....	34
ABB. 20: UMGANG MIT IMPLANTATEN .....	35
ABB. 21: VERGLEICH DER AUSGANGSVOLUMINA.....	37
ABB. 22: VERGLEICH DER ENDVOLUMINA.....	37
ABB. 23: BOXPLOT DER VOLUMENREDUKTION .....	38
ABB. 24: BOXPLOT DER VOLUMENREDUKTION IN PROZENT.....	38
ABB. 25: BOXPLOT ZUR MESSDAUER .....	40

## **Tabellenverzeichnis**

TABELLE 1: RESORPTIONSKLASSEN NACH FALLSCHLÜSSEL (1986).....	9
TABELLE 2: RESORPTIONSKLASSEN (CAWOOD & HOWELL, 1988, S.235) .....	10
TABELLE 3: MESSERGEBNISSE 1 .....	36
TABELLE 4: MESSERGEBNISSE 2 .....	36
TABELLE 5: VOLUMENREDUKTION .....	37
TABELLE 6: UNTERSCHIEDUNG DES ERSATZMATERIALS .....	39
TABELLE 7: MESSDAUER IN MINUTEN.....	40

# 1 Einleitung

## 1.1 Einleitung zum Thema

Die Zahnentfernung zählt zu den am häufigsten durchgeführten dentalchirurgischen Eingriffen, dessen Indikationsstellung vielfältig sein kann. Eine Folge des Zahnverlustes betrifft den Knochen des zahntragenden Alveolarkamms in seiner Ausdehnung. Primär kommt es, post extractionem, zu einem Breitenverlust des betroffenen Areals, sekundär zu einem Verlust der vertikalen Höhe. (Jackowski Jochen et al., 2007, S.414) Diese Änderungen des knöchernen Volumens haben große Relevanz auf eine spätere Versorgungsmöglichkeit mit Implantaten. Implantate sind titan-basierte, künstliche Zahnwurzeln. Mit Hilfe dieser lässt sich eine Rehabilitation des gesamten Kauorgans auf einem hohen Standard durchführen. (Singh, 2013, S.1)

Die Implantate werden im Knochen verankert und osseointegrieren durch deren biologisierte Oberfläche. Um eine entsprechende Osseointegration des Implantates gewährleisten zu können, sollten Implantate nicht unter einem Drehmoment von 35 ncm inseriert werden. In Fällen von zu geringem Knochenangebot bedarf es augmentativchirurgischer Maßnahmen, um ein adäquates Knochenlager zu schaffen. (D. W. K. Kao, 2014)

Im Oberkiefer-Seitenzahnbereich kommt es aufgrund der anatomischen Nahebeziehung des Alveolarkamms zum Sinus maxillaris und dessen Pneumatisierung nach Zahnextraktion meist zu einem insuffizienten Knochenangebot. Durch das chirurgische Verfahren der Sinus Augmentation (Sinus-Lift) kann im Oberkiefer-Seitenzahnbereich ein adäquates vertikales Knochenlager, in Bezug auf eine anschließende Implantation, erreicht werden. Im Gewebe finden metabolische Vorgänge statt, welche den Knochen auf- oder abbauen. Der Sinus-Lift ist primär eine knochenaufbauende Operationstechnik. Durch das Einbringen des Augmentationsmaterials wird das Volumen des Sinus verringert und das knöcherne Lager an der Implantationsstelle vergrößert. Es ist davon auszugehen, dass es zu Resorptionsvorgängen im augmentierten Areal kommt, und somit von einer Abnahme des Volumens der Augmentation über die Zeit auszugehen ist.

## **1.2 Zielsetzung**

Ziel dieser Arbeit ist es, Volumenänderungen im Sinusaugmentat über die Zeit; mittels automatisierter, speziell entwickelter Software; festzustellen. Die Studienhypothese besagt, dass es zu einer Abnahme des augmentierten Volumens über die Zeit kommt.

Die Basis-Software wurde in Zusammenarbeit mit der technischen und medizinischen Universität in Graz entwickelt. DI Sasa Grbic war mit der Entwicklung der Software betraut, während Dr. Paul Hein im präklinischen Versuchsaufbau die Messpräzision evaluierte. Dabei erreichte die Software einen ICC von nahezu 1, was auf überaus präzise Werte schließen lässt.

In einem weiteren Schritt wurde die Software an klinische Gegebenheiten adaptiert.

## **1.3 Der Knochen**

Dem Binde- und Stützgewebe werden vermeintlich unterschiedliche Gewebe zugeordnet. Unterschieden wird dieses Gewebe von den anderen Grundgewebsarten in erster Linie durch seine interstitielle Struktur, welche mit Flüssigkeit und Extrazellulärmatrix (EZM) gefüllt ist. Die knöchernen EZM ist, im Vergleich zu anderen Geweben, mineralisiert. Sie ist mit Hydroxylapatit-Kristallen durchsetzt, die dem Knochen seine Härte verleihen. (Lüllmann-Rauch et al., 2019, S.147)

### **1.3.1 Zusammensetzung des Knochengewebes**

Knochengewebe besteht zu 45 % aus Mineralien, zu 30 % aus organischem Material und zu 25 % aus Wasser. Hauptbestandteile der EZM sind Kollagenfibrillen (vorwiegend Typ I) und Hydroxylapatit-Kristalle, die aus Calcium-, Phosphat- und Hydroxidionen bestehen. Diese mineralisierte EZM ist für die Biegefestigkeit des Knochens verantwortlich.

Auf zellulärer Ebene definieren Saumzellen, Osteoblasten, Osteozyten und Osteoklasten das Knochengewebe. Zu einem überwiegenden Anteil, mit 95 Prozent, sind Osteozyten der am häufigsten vorkommende Zelltyp. Deren Aufgabe ist, unter anderem, das Sezernieren von Stoffen, die sich auf den Umbau des Knochens auswirken.

Saumzellen oder bone lining cells sind wahrscheinlich ruhende Osteoblastenzellen, welche die gesamte ossäre Oberfläche bedecken.

Osteoblasten werden als „Knochenbildner“ bezeichnet und bilden die Vorstufe der knöchernen Matrix. Diese nicht mineralisierte, ossäre Matrix wird auch Osteoid genannt.

Osteoklasten besitzen die Fähigkeit, mineralisiertes Gewebe abzubauen. (Lüllmann-Rauch et al., 2019, S. 182)

### **1.3.2 Knochenumbauprozesse**

Der Knochenumbau wird näher auch als Modeling bzw. Remodeling bezeichnet. Modeling findet vorwiegend im wachsenden Skelett statt. Es kommt zum Wachstum der gesamten Knochenmasse. Beim Remodeling geschieht hingegen ein Materialaustausch. Die Osteoklasten bauen durch Ermüdung oder sonstige Mikrotraumen beanspruchtes Gewebe ab, während die Osteoblasten neuen Knochen bilden. Beide Zelltypen arbeiten unabhängig voneinander. Idealerweise kommt es im Zuge des Remodelings zu keinem Materialverlust und die Gewebshomöostase wird gewahrt. Den Ort des Ab- oder Aufbaus bestimmt der Zelltyp der Osteozyten, die einst Osteoblasten waren und im mineralisierten Gewebe eingemauert wurden. Der Großteil der Osteoblasten (80 %) allerdings, geht durch den programmierten Zelltod, die „Apoptose“, zu Grunde. (Lüllmann-Rauch et al., 2019, S.196)

### **1.3.3 Knochenarten**

#### **1.3.3.1 Geflechtknochen**

Die Knochenbälkchen des Geflechtknochens bilden ein dreidimensionales System, in dem die Kollagenfasern ungeordnet verteilt vorliegen. Der Raum zwischen den Bälkchen wird als primäres, mindermineralisiertes Knochenmark bezeichnet. Diese Knochenart weist eine hohe Aktivität an Wachstums- bzw. Umbauprozessen auf. Mit Ausnahme der Suturen des Schädelknochens, der Zahnfächer und einiger Sehnenansätze, wird Geflechtknochen stetig zu lammellären Knochen umgebaut. Daher wird er häufig als Primärknochen bezeichnet, der sich auch im Rahmen von Frakturheilungsprozessen initial bildet und anschließend in den besagten lammellären Knochen entwickelt. (Welsch & Sobotta, 2006, S.132)

#### **1.3.3.2 Lamellenknochen**

Lamellenknochen besitzt, im Gegensatz zu Geflechtknochen, eine organisierte, mineralisierte Struktur. Die Kollagenfibrillen sind im histologischen Schnittbild parallel geordnet und in einer lammellären Struktur organisiert. Der Großteil der Lamellen besitzt eine nicht-mineralisierte, innere, rundovale Zone; welche mit Gefäßen ausgekleidet ist und als Osteon

oder Havers-System bezeichnet wird. Querliegende, zwischen Osteonen laufende Kanälchen bilden Anastomosen und werden Volkmann-Kanäle genannt. Da die Diffusion durch die mineralisierte EZM erschwert möglich ist, sichern diese Systeme die Versorgung des Gewebes.

Makroskopisch lassen sich zwei Strukturen von Knochen unterscheiden. Die *substantia compacta* bildet in der Peripherie des Knochens die harte, feste Schale; während sich im Inneren eine trabekuläre, spongiöse Knochenstruktur befindet. Die *substantia spongiosa* und *compacta* gehen nahtlos ineinander über. (Welsch & Sobotta, 2006, S.141)

### **1.3.4 Wundheilung**

Allgemein wird die Wundheilung in primär und sekundär differenziert. Beide Arten folgen vier Phasen der Wundheilung. Die exsudative Phase geht innerhalb der ersten 48 Stunden von sich. Es kommt zur Hyperämie und Schwellung des Wundareals mit einhergehender Sekret- und Gerinnselbildung. In der resorptiven Phase wandern bereits sechs Stunden nach dem Trauma Granulozyten in das Wundareal ein, phagozytieren Infektionserreger und locken indirekt Fibroblasten an. Im Anschluss wird innerhalb der proliferativen Phase peripher Wundschorf abgestoßen, die Wunde fortan epithelialisiert und das Granulationsgewebe vaskularisiert. Die reparative Phase bildet die letzte Phase der Wundheilung. Beginnend ab dem dritten Tag des gesetzten Traumas kommt es zur Einwanderung von Epidermiszellen unterhalb des Wundschorfes, bis zum vollkommenen Verschluss der Wunde. Das Granulationsgewebe bildet sich in kollagenhaltiges Bindegewebe um. Mit Ausnahme vom Knochen bleibt dieses Bindegewebe beständig. (Gutwald et al., 2019, S.89)

### **1.3.5 Primäre Wundheilung**

Ist die Voraussetzung enganliegender, gut adaptierter und durchbluteter Wundränder gegeben, wird von primärer Wundheilung ausgegangen. Diese Art der Heilung liegt zumeist nur bei Schnittwunden vor. Bei chirurgischer Schnittführung ist dies zum Beispiel der Fall. In der exsudativen Phase gelangt durch eröffnete Gefäße der Wundränder, Blut und Lymphe in den Wundspalt. Dieses Blut gerinnt und bedeckt die Wunde vorerst. In der proliferativen Phase wandern Makrophagen und Granulozyten in das Gerinnsel ein und phagozytieren nekrotisches Material. Kapillaren sprießen in das Gewebe ein und ortständige Fibroblasten erzeugen ein Kollagenetz, welches die Wunde stabilisiert. Durch Migration von Epithelzellen

kommt es zum Verschluss der Wunde und eine Narbe entsteht. (Gutwald et al., 2019, S.90; Jackowski Jochen et al., 2007, S.104)

### **1.3.6 Defektheilung nach Zahnextraktion**

Die bestehende Wunde nach Zahnextraktion gleicht einer Riss-/Quetschwunde und geht dem Prinzip der sekundären Wundheilung nach, da die Wundränder nicht adaptiert sind und die Wunde offen ist. Die Phasen ähneln aber der primären Wundheilung. Durch die Defektgröße nimmt die Heilungsdauer zu. Da das Zahnfach durch den Alveolarknochen begrenzt ist, wird der aus Bindegewebe gebildete Kallus ab der vierten bis sechsten Woche nach und nach in Knochengewebe umgewandelt. (Jackowski Jochen et al., 2007, S.105)

Der zahntragende Alveolarfortsatz beider Kiefer wird in seiner morphologischen Erscheinung durch die Größe, Form und Neigung der Zähne definiert. Das Zahnfach ist mit einer 0,2 – 0,4 mm dünnen Wand aus lammellären Knochen, auch „bundle-bone“ genannt, ausgekleidet. Nach Zahnextraktion kommt es zum Einbluten in dieses Fach. Dadurch bildet sich Granulationsgewebe, woraus sich ein bindegewebiger Kallus bildet. Danach folgt die Ossifikation des Kallus‘ in Geflechtknochen. Im Zuge des Remodellings wird der Geflechtknochen in lammellären Knochen umgewandelt. Der „bundle-bone“ ist zahnabhängig und somit steht der Alveolarfortsatz ebenfalls in Beziehung zu den im Kiefer verankerten Zähnen. (Araujo et al., 2015)

Bereits einige Wochen nach der Zahnentfernung beginnen die ersten Resorptionsprozesse des ehemals zahntragenden Alveolarkamms. Innerhalb der ersten drei Monate post extractionem ist die Resorption am stärksten. Nach ein bis zwei Jahren stabilisiert sich der knöcherner Abbau etwas und geht in einen kontinuierlichen Höhenverlust von ungefähr 0,2 mm pro Jahr über. Dieser Verlust des Alveolarkamms kann sich im Oberkiefer bis zum Boden der Kieferhöhle erstrecken. Übrig bleibt in diesem Fall eine dünne Knochenlamelle, welche die Kieferhöhle von der Mundhöhle knöchern abgrenzt. Im Unterkiefer ist die Resorptionsrate um das 3- bis 4-fache höher. Die Resorption des mandibulären Alveolarkamms kann bis zum corpus mandibulae reichen und zu einer druckdolenten Innervation des Nervus alveolaris inferior bei Kaubelastung über den Zahnersatz führen. (Jackowski Jochen et al., 2007, S.414)

Bei der Resorption kommt es zur Verringerung des knöchernen Volumens, respektive zur schleichenden Atrophie des Alveolarkamms. Im Oberkiefer wurde diese Resorption bereits 1986 von Fallschüssel klassifiziert. (Fallschüssel, 1986, S.488)

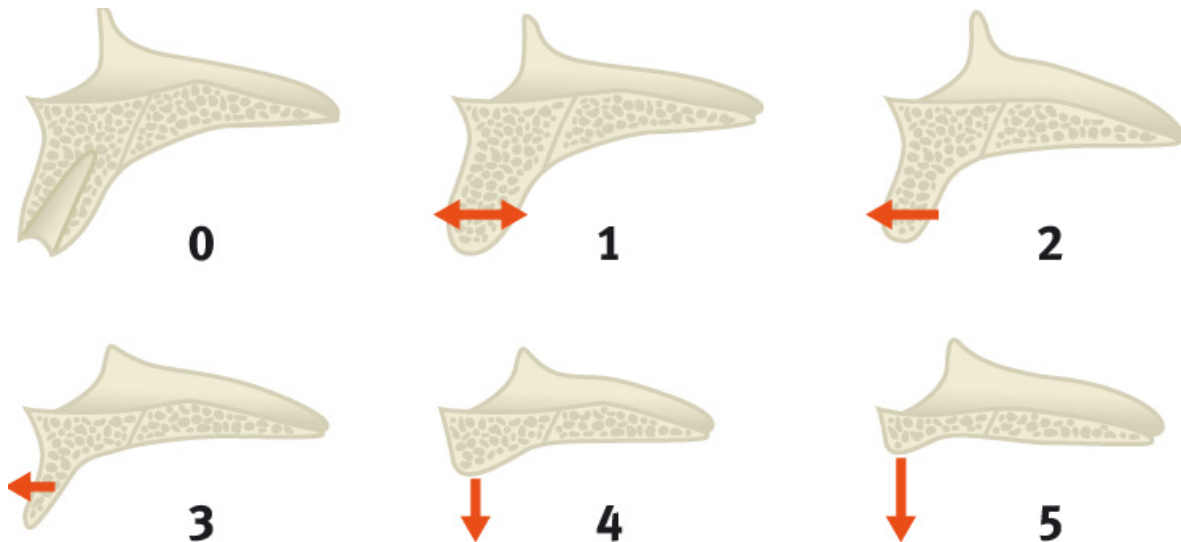


Abb. 1: Resorptionsklassen nach Fallschüssel (1986) (Bergmann, 2012)

Resorptionsklasse Oberkiefer	Merkmale
RKL 0	Prae-extractionem
RKL 1	Hoher, breiter Kiefer
RKL 2	Hoher, schmaler Kiefer
RKL 3	Hoher, scharfkantiger Kiefer
RKL 4	Breiter, flacher Kiefer
RKL 5	Vollständig atrophiert

Tabelle 1: Resorptionsklassen nach Fallschüssel (1986)

1988 wurde die Klassifikation von Cawood und Howell etwas modifiziert. Mit Hilfe klar definierter und reproduzierbarer Referenzpunkte ist es möglich, die Resorptionsklassen präziser voneinander abzugrenzen. Spezielles Augenmerk liegt hierbei auf den Seitenzahnbereich. (Cawood & Howell, 1988)

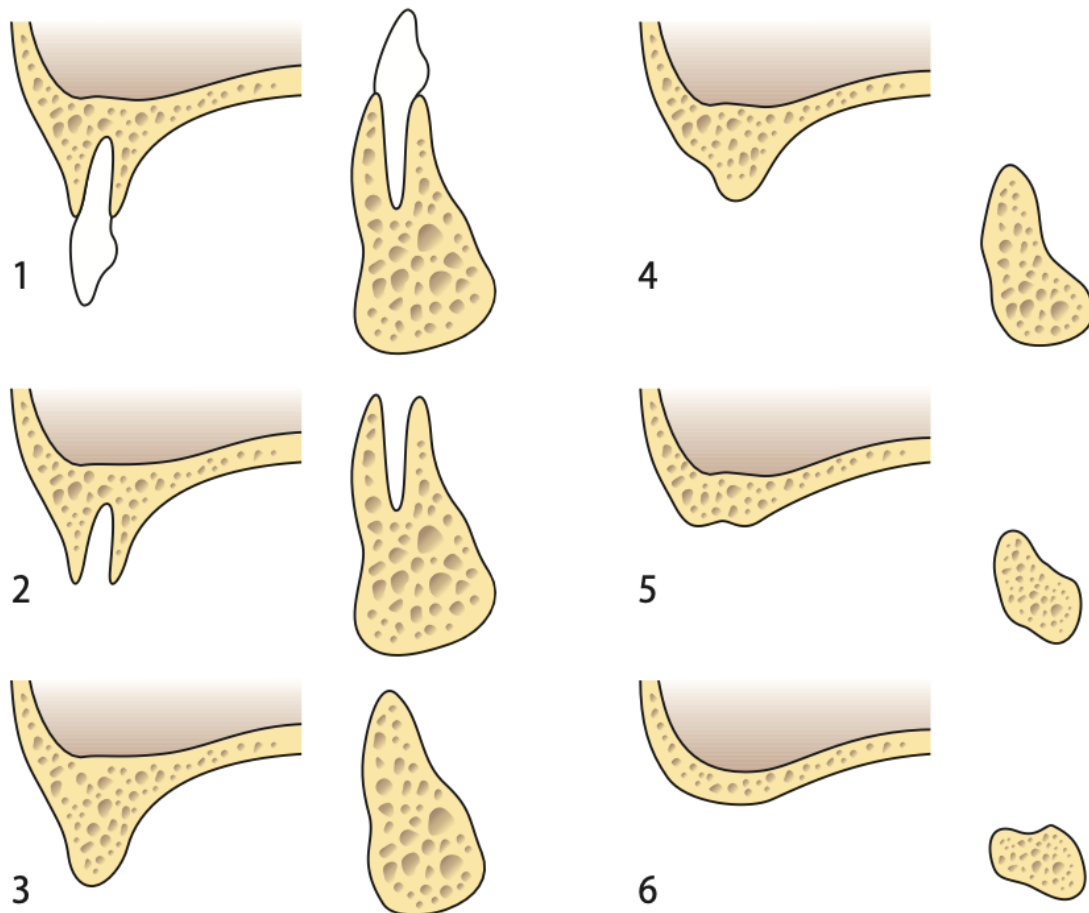


Abb. 2: Resorptionsklassen nach Cawood & Howell (1988) (Jackowski et al, 2007, S. 416)

Resorptionsklasse Oberkiefer	Merkmale
RKL 1	Bezahnt
RKL 2	Unmittelbar nach Extraktion
RKL 3	Abgerundeter Alveolarfortsatz mit adäquater Höhe und Breite
RKL 4	Scharfkantiger Alveolarfortsatz, adäquate Höhe, ungenügende Breite
RKL 5	Abgeflachter Alveolarfortsatz, inadäquate Höhe und breite
RKL 6	Vollständig atrophierte Alveolarfortsatz mit Verlust des basalen Kieferknochens

Tabelle 2: Resorptionsklassen (Cawood & Howell, 1988, S.235)

Abb. 1 bezieht sich ausschließlich auf den Oberkiefer, während Abb. 2 sich auf Ober- und Unterkiefer bezieht. Für diese Arbeit ist ausschließlich der Oberkiefer mit seinen benachbarten anatomischen Strukturen von überwiegendem Interesse.

### 1.3.7 Knochenqualitäten

Neben ausreichendem vertikalen und horizontalen Knochenlager, spielt auch die Knochenqualität für die Beurteilung vor Implantationen eine große Rolle. In klinischen Studien erreichen Implantatversorgungen des Unterkiefers höhere Überlebensraten, im Vergleich zu den Versorgungen im Oberkiefer. Die unterschiedlichen Knochenqualitäten werden als Ursache für diese Unterschiede angesehen. Lekholm und Zarb klassifizierten die Knochenqualitäten anhand ihrer Morphologie. (Alghamdi, 2018, S.1)

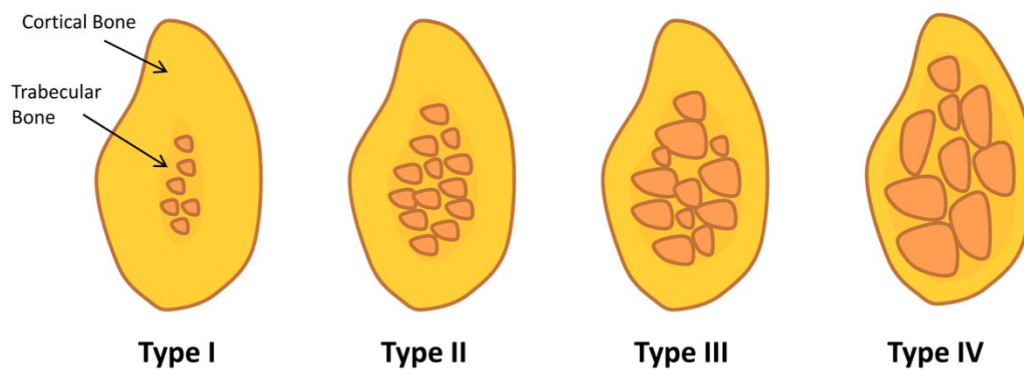


Abb. 3: Klassifizierung von Knochenqualitäten nach Lekholm und Zarb (Alghamdi, 2018, S.2)

In Abb. 3 werden die Knochenqualitäten nach Lekholm und Zarb in vier Klassen unterteilt. Klasse 1 wird von dickem, kortikalem Knochen und dichter Spongiosa geprägt. Klasse 4 besitzt hingegen eine dünne Kortikalis und eine offenporige Spongiosa. Die Knochenqualität des Oberkiefer-Seitzahnbereichs wird größtenteils in die Klassen 3 und 4 eingestuft, während die Knochenqualität des Unterkiefers zumeist in die Klassen 1 und 2 fällt. Zusätzlich zur geringeren Härte und Dichte findet weniger Vaskularisation in höherklassigem Knochen statt. Darauf ist die anfangs erwähnte, geringere Überlebensrate der Oberkiefer-Seitzahnimplantate zurückzuführen. (Chrcanovic et al., 2017)

### 1.4 Anatomie der Kieferhöhle

Der Schädel wird in Neuro- und Viscerocranium getrennt. Das Neurocranium beinhaltet das Hirn, sowie Hör- und Gleichgewichtsorgan. Das Viscerocranium bildet die knöcherne Basis des Gesichts. Ober- und Unterkiefer samt den zahntragenden Kieferkämme werden dem Viscerocranium zugeordnet. (Anderhuber et al., 2012, S.697)

Der Sinus maxillaris ist die größte Nasennebenhöhle und wird auch dem Viscerocranium zugeordnet. Ihre Funktion wurde bisher noch nicht abschließend geklärt – sie scheint polyfunktionell zu sein. In der Literatur wird die Kieferhöhle als Resonanzkörper zur Lautbildung, Wärmeisolator und Gewichtsersparnis für den Schädel diskutiert. Das Volumen des Sinus maxillaris beträgt beim Erwachsenen im Mittel 14 ml. Im Kindes- und Jugendalter steigt das Volumen des Sinus. Am Ende der Adoleszenz befindet sich das Volumen der Kieferhöhle am Zenit (Mittelwertig 17 ml) und sinkt mit zunehmendem Alter. Das Minimalvolumen wird am Ende der Lebenszeit erwartet und befindet sich annähernd bei 11 ml je Sinus. Im Geschlechtsvergleich ist die weibliche Kieferhöhle mittelwertig zwischen einem und drei Milliliter kleiner als der männliche Sinus. (Aktuna Belgin et al., 2019; Arijji et al., 1994a, 1994b; Jun et al., 2005)

Beim Neugeborenen ist der Hohlraum oval und erbsengroß und wächst im Alter aufgrund von Genetik, Luftdruck und hormoneller Einflüsse. Am Ende der Adoleszenz und des Mittelgesichtswachstums erreicht der Sinus maxillaris seine endgültige pyramidenartige Form. Die Basis der Pyramide bildet die laterale Nasenhöhlenwand und die Spitze zeigt zum Jochbein, respektive dem os zygomaticum. Deren posteriore Wand wird vom Tuber maxillae gebildet. Die anteriore Wand definiert die Facies anterior des Tuber maxillae und die Fossa canina. Kranial wird die Kieferhöhle vom Orbitaboden und kaudal vom Recessus alveolaris begrenzt. Dem Recessus alveolaris liegt oral der Alveolarkamm auf. Belüftet wird der Sinus durch das Ostium naturale, einer rundovalen Verbindungsöffnung zur Nasenhöhle, welche weit am kranialen Ende der Basis der Pyramide gelegen ist. Die Kieferhöhle ist mit einem respiratorischen Epithel, der Schneider'schen Membran, ausgekleidet. Die Membran ist zwischen 0,1 und 0,5 mm dick, legt sich an den Knochen der Kavität wie eine Knochenhaut und gehört funktionell zu den respiratorischen Schleimhäuten. Die feinen Cilien des Epithels transportieren Sekret in Richtung des Ostiums und über den Hiatus semilunaris in den mittleren Nasengang. Die Hauptversorgung des Sinus maxillaris bildet die Arteria alveolaris superior posterior, sowie die Arteria infraorbitalis. Diese Arterien bilden Anastomosen. In seltenen Fällen können diese und speziell Äste der Arteria alveolaris superior posterior Komplikationen bei zahnärztlich-chirurgischen Eingriffen verursachen. Die Anastomosen besagter Arterien verlaufen intra- und mit 90-prozentiger Wahrscheinlichkeit auch extraossär. Besonders beim lateralen Zugang, im Rahmen einer Sinusbodenelavation, ist es sinnvoll die Lage der Anastomose präoperativ in einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme zu untersuchen, um eine Verletzung dieser Gefäße zu vermeiden. (Danesh-Sani et al., 2016; Götz et

al., 2015; Hur et al., 2009; Kqiku et al., 2013; Rosano et al., 2011; Whyte & Boeddinghaus, 2019)

### **1.4.1 Anatomische Veränderungen der Kieferhöhle**

Bis zu einem Alter von 30 bis 40 Jahren scheint eine stetige Volumenzunahme des Sinus maxillaris zu bestehen. Mit zunehmendem Alter sinkt das Gesamtvolumen der Kieferhöhle jedoch. Die Untersuchung von Velasco-Torres et al. behandelt diese Volumenänderung im Bezug zum Alter und Bezahnung näher. 394 CT-Scans von PatientInnen im Alter zwischen 10 und 87 Jahren wurden in 3 Gruppen: vollbezahnt, teilbezahnt und zahnlos, eingeteilt. Während die Ausdehnung der Kieferhöhle von der lateralen Nasenhöhlenwand bis zum Jochbein mit zunehmendem Alter unabhängig vom Zahnstatus annähernd ident bleibt, kommt es in der kraniokaudalen Ausdehnung zu Veränderungen. Als kranialer Bezugspunkt wurde der mittlere Nasengang, kaudal der conchae nasalis medialis definiert. Von dort aus wurde zum Boden des Sinus maxillaris und zum krestalen Alveolarkamm gemessen. Die Ergebnisse weisen signifikante Unterschiede zwischen bezahnten und unbezahnten ProbandInnen aus. Wie in Abb. 4 ersichtlich, ist der Unterschied von bezahnt und unbezahnt zum Boden der Kieferhöhle marginal mit durchschnittlich 2 mm. Ausgeprägter ist die Differenz bei Messung bis zum krestalen Alveolarkammniveau. (Velasco-Torres et al., 2017)

Grundlegend für die Diskrepanz zwischen bezahnten und unbezahnten ProbandInnen ist die Resorption in Folge von Zahnextraktion. Auch die Pneumatisierung durch äußeren Luftdruck ist ein wesentlicher Faktor in der Entwicklung des Sinus maxillaris. Wie in Abb. 2 ersichtlich, kommt es vor allem zwischen den Resorptionsklassen 4 und 5 zu ausgeprägtem Höhenverlust des krestalen Alveolarkamms.

**Table 3.** Measurements to the Middle Meatus

	Right	Left
Meatus		
Distance to sinus floor		
Total sample	29.60 (5.57)	29.55 (5.52)
Dentate	29.66 (5.63)	30.49 (5.85)
Partially Edentulous	30.73 (5.97)	30.25 (5.74)
Completely edentulous	29.66 (5.22)	29.59 (5.26)
	29.73 (5.19)	29.59 (5.26)
	28.48 (5.82)	28.71 (5.75)
	28.25 (5.92)	
Distance to alveolar crest		
Total sample	38.59 (4.43)	38.38 (4.35)
Dentate	38.80 (4.50)	39.94 (4.53)
Partially Edentulous	40.23 (4.62)	39.65 (4.43)
Completely edentulous	39.02 (3.89)	38.80 (3.87)
	39.22 (3.92)	38.80 (3.87)
	36.17 (4.45)	36.08 (4.38)
	36.26 (4.54)	
Accessory meatus, n (%)		
No	279 (70.85)	
Yes	115 (29.19)	

Abb. 4: Ausdehnung der Kieferhöhle bei vollbezahnten, teilbezahnten und zahnlosen Untersuchten (Velasco-Torres et al., 2017, S. 290)

## 1.5 Bildgebende Verfahren

Zur Bildgebung knöcherner, dreidimensionaler Strukturen haben sich die Computertomographie und die digitale Volumentomographie bewährt.

### 1.5.1 Computertomographie – CT

Ein Computertomograf ist ein System aus Röntgenröhre und Detektor, welches sich in einer kreisrunden Bahn um den Patienten dreht. Primär werden dabei Schnittbilder mit einer bestimmten Schichtstärke erstellt. Diese Schichten sind einerseits abhängig von der Blendeneinstellung der Röhre, andererseits auch von der Detektoreinstellung, zum Beispiel bei Mehrzeilendetektoren. Ein Computer berechnet in weiterer Folge die Schnittbilder zu einem dreidimensionalen Gesamtbild zusammen. (von Schulthess, 2017, S.12)

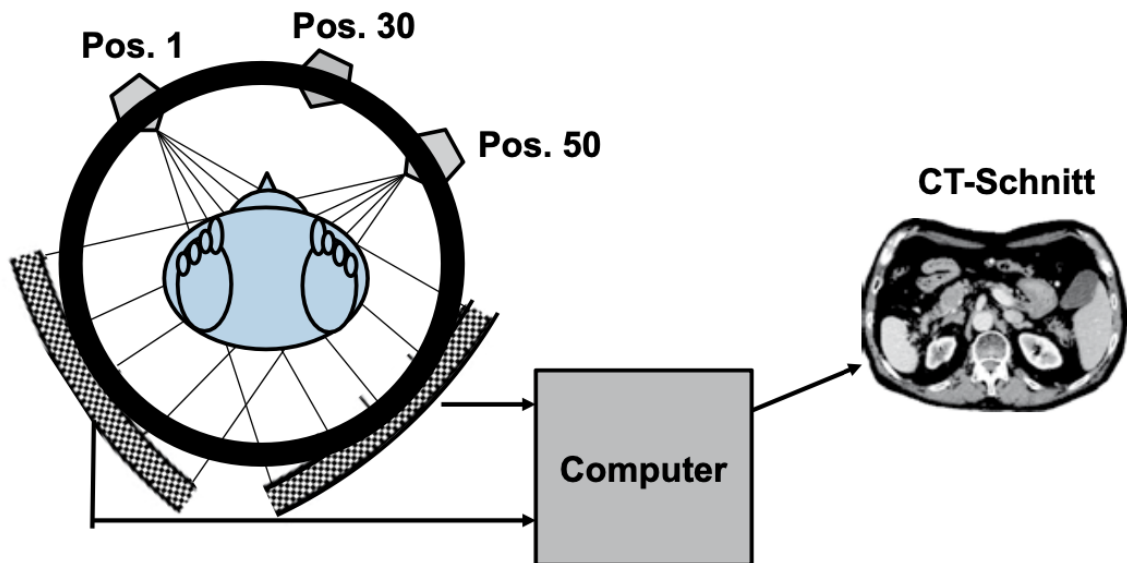


Abb. 5: Schematischer Aufbau eines CT (von Schulthess, 2017, S.14)

In Abb. 5 wird die Patientin oder der Patient im ersten Schnittbild von mehreren Winkeln bestrahlt. Die Strahlen werden vom Gewebe der Patientin oder des Patienten geschwächt und treffen auf den Detektor. Anhand der unterschiedlichen Bestrahlungswinkel wird vom Computer ein Schnittbild generiert. Jede Schicht wird einzeln erstellt. Dadurch summieren sich die Umläufe von Strahlenquelle und Detektor. Die Schnittbilder werden zusammengesetzt und ein dreidimensionales Bild erzeugt. (von Schulthess, 2017, S.13)

### 1.5.2 Digitales Volumentomogramm – DVT

Das DVT wurde 1997 eingeführt. Mithilfe dieser Technologie ist es gelungen, die Strahlenexposition im Vergleich zum CT um ein Vielfaches zu minimieren. Vor allem in der Zahnmedizin hat das DVT einen großen Stellenwert in Bezug zur dreidimensionalen Diagnostik eingenommen. (Wolff, 1999)

Das DVT wird im englischen auch als cone beam computer thomographie, kurz CBCT, bezeichnet. *Cone beam* bezieht sich hierbei auf den kegelförmigen Strahl der Strahlungsquelle. Durch diesen kegelförmigen Strahl ist es nicht mehr nötig einzelne Schichtaufnahmen, ähnlich dem CT, zu generieren. Es reicht ein Umlauf von Strahlenquelle und Detektor um den Kopf der Patientin oder des Patienten, um ein dreidimensionales Bild generieren zu können. Zudem ist die Auflösung des DVT zwischen 2- und 8-mal höher als die des herkömmlichen CT. Das DVT liefert in allen 3 Ebenen (horizontal, frontal und sagittal) sehr hoch auflösende

Bilder. Vom CT erhält man in der horizontalen Ebene gute Bilder, kann jedoch aufgrund der Aufnahmetechnik in der sagittalen und frontalen Schicht keine ähnlich gute Auflösung erzielen. (MacDonald, 2017; Nasseh & Al-Rawi, 2018)

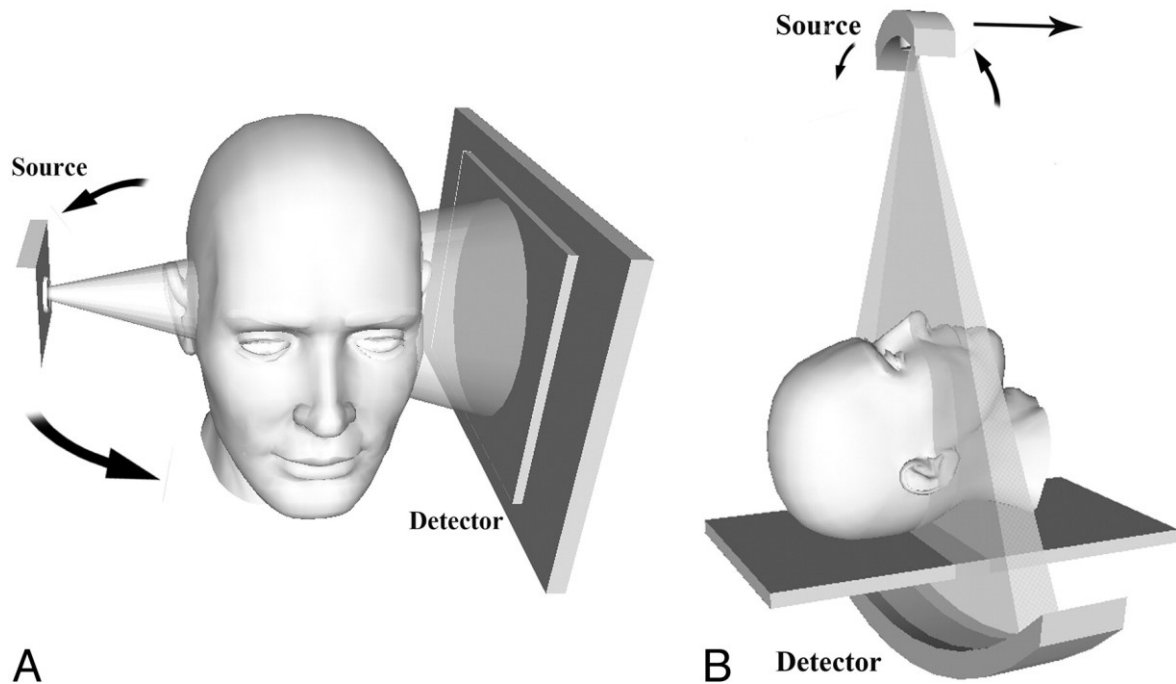


Abb. 6: Schematischer Aufbau eines DVT (Miracle & Mukherji, 2009, S.1089)

In Abb. 6 ist links ein DVT und rechts ein konventionelles CT skizziert. Im CT wird Schicht für Schicht fächerstrahlartig geröntgt, wodurch die Strahlenbelastung aufgrund der Mehrfachscans sehr hoch ist. Durch den kegelartigen Strahl im DVT genügt dem System eine einmalige Rotation um den Kopf der Patientin oder des Patienten. (Miracle & Mukherji, 2009, S.1089)

## 1.6 Dentale Implantate

*„Ein Zahnimplantat ist ein alloplastisches und biokompatibles Material, das in (enossal) den Kieferknochen eingesetzt wird, um einen festsitzenden Zahnersatz zu tragen oder eine herausnehmbare Prothese zu stabilisieren“* - (Singh, 2013)

Im Bereich der modernen Zahnmedizin sind Implantate kaum mehr wegzudenken. Sie bieten die Möglichkeit eines hochwertigen festsitzenden Zahnersatzes, oder dienen zur Abstützung abnehmbarer Versorgung. Deren Verankerung beruht auf dem Prinzip der Osseointegration. Brånemark et al. berichteten 1969 als erste über Wachstum von Knochengewebe in

direktem Kontakt zur Oberfläche von Metallimplantaten. Später prägte Brånemark den Begriff „Osseointegration“ zur Beschreibung dieses Phänomens. Die biokompatible Außenfläche des Implantatlagers bildet ein raues, schwammartiges Relief, an welchem sich Knochen anlagern kann. Dieser direkte Verbund zwischen Knochen und Implantatoberfläche festigt das Implantat im Kieferknochen und ermöglicht somit die direkte knöchernen Abstützung des Zahnersatzes über das osseointegrierte Implantat. Im Gegensatz zum Zahn, dessen Wurzel durch Fasern mit dem Knochen verbunden ist, beruht der direkte knöchernen Verbund des Implantates auf einer differentiellen Biomechanik und nahezu keiner Resilienz bei Belastung. (Brånemark, 1983; Brånemark et al., 1969; Neukam & Esser, 2000; Schatzker, 1995; Singh, 2013)

## **1.7 Sinusbodenelevation – Sinuslift**

Die Knochenresorption als Folge von Zahnextraktionen ist nicht in allen Alveolarkammabschnitten ähnlich fortschreitend. Das am stärksten betroffene Areal befindet sich im Seitenzahnbereich des Oberkiefers in direkter Nähe zur Kieferhöhle. Als zusätzliche Folge der Resorption wird eine Ausdünnung trabekulärer Strukturen des Knochens und somit eine Abnahme der Knochendichte beschrieben. (Petrokovski, 1975)

Um eine Insertion von Standardlängenimplantaten (>10 mm Länge) zu ermöglichen, bedarf es oftmals eines Knochenaufbaus, respektive einer Augmentation, in vertikaler Ausrichtung. In den 80-er Jahren wurde der Knochenaufbau mittels Sinusbodenelevation erstmals von Boyne und James, sowie Tatum beschrieben. Nachdem ein Zugang zur Schneider'schen Membran geschaffen wird, kann man diese von den Wänden und dem Boden des Knochens der Kieferhöhle abheben. Der dadurch gewonnene Raum zwischen Membran und Knochen kann nun mit diversen Knochen(ersatz)materialien aufgefüllt werden. Im Zuge der Einheilphase von sechs Monaten wird der eingelagerte Knochen durch Remodelling abgebaut und ortständig neuer Knochen gebildet. Daraus ergibt sich eine höhere vertikale Differenz zwischen krestalen Alveolarkamm und dem Boden der Kieferhöhle. (Boyne & James, 1980; Tatum, 1986)

### 1.7.1 Indikationsstellungen

Eine geplante Implantatversorgung im Oberkiefer-Seitenzahnbereich, ohne adäquates Knochenlager, ist primär die Indikation für einer Sinusbodenelavation, sowohl für Einzelzahn- als auch Mehrfachimplantationen ist ein Sinuslift indiziert, wenn kein adäquates Knochenlager vorliegt. Mittels präoperativer dreidimensionaler Röntgendiagnostik, wie CT oder DVT, kann auf das Knochenvolumen und auf etwaige Komplikationsfaktoren, wie einstrahlende Septen, rückgeschlossen werden. (Stern & Green, 2012)

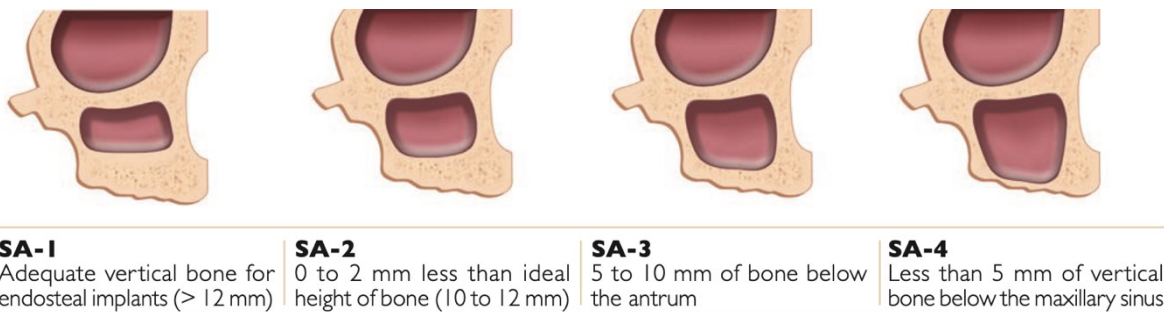


Abb. 7: Misch-Klassifikation (Pikos & Miron, 2019, S.174)

Die oben angeführte Abbildung 7 ist eine Klassifikation nach Misch. Gemessen wird hierbei die Knochenhöhe vom Boden der Kieferhöhle zum krestalen Niveau des Kieferkamms. Eingeteilt wird in vier Gruppen von SA-1 bis SA-4. Je nach Klassifikation, sind unterschiedliche Operationstechniken möglich. (Pikos & Miron, 2019, S.176)

In dieser Arbeit wird ausschließlich die zweizeitige Operationstechnik berücksichtigt. Hierbei wird im ersten Operationsschritt der Knochen aufgebaut und nach erfolgter Einheilphase des Knochenersatzmaterials, in einem zweiten Eingriff, ein oder mehrere Implantate gesetzt. Diese Technik ist in allen Stadien der Resorption möglich, jedoch wird bei suffizienter Primärstabilität des Implantates auf die Einheilphase des Augmentats verzichtet und einzeitig augmentiert und implantiert. Eine suffiziente Primärstabilität besteht bei einem Einbringdrehmoment von mindestens 35 ncm. Dies kann bei einer residualen Knochenhöhe von zumindest 4mm erreicht werden. (Stern & Green, 2012)

## 1.7.2 Operationstechniken

Die Operationstechniken werden nach Zugang und Zeitpunkt der Implantation differenziert betrachtet.

- Direkte/offene Technik
  - Zweizeitige Implantation
  - Einzeitige Implantation
- Indirekte/geschlossene Technik (Summers Osteotomie)
  - Einzeitige Implantation

Die zwei möglichen Zugangsarten werden in direkte/offene und indirekte/geschlossene Technik unterteilt. Der Begriff direkt bzw. indirekt bezieht sich hierbei auf die Schneider'sche Membran. Ist diese sichtbar und unter Sicht vom Knochen abgehoben, spricht man von der direkten Technik. Umgekehrt wird von der indirekten Technik gesprochen, wenn keine Sicht auf die Membran besteht. (Carrao & DeMatteis, 2015)

### 1.7.2.1 Indirekte Technik

Ist die Voraussetzung einer restlichen Alveolarkammhöhe von 6 bis 8 mm gegeben, besteht die Möglichkeit des indirekten Sinuslifts. Nach erfolgter Anästhesie wird der knöchernen Kieferkamm freigelegt. Im nächsten Schritt erfolgt die Pilotbohrung in geplanter Implantatposition. Mit der Bohrung wird die Achse des gesetzten Implantates bestimmt. Mit zunehmendem Bohrerdurchmesser wird das Implantatbett in seinem Durchmesser erweitert. Dabei wird bei jeder Bohrergröße bis auf 2 mm vor dem Sinusboden in die Tiefe gebohrt. Der indirekte Sinuslift erfolgt nun mittels speziellen Osteotomen. Diese werden in das Implantatbett gesetzt und durch vorsichtiges Klopfen mit einem chirurgischen Hammer wird der Sinusboden frakturiert. Das Fraktürelement lässt sich nun vorsichtig von der Schneider'schen Membran abheben. Falls erforderlich, wird nun Knochenersatzmaterial in das Implantatbett eingesetzt und mit einem Instrument nach apikal verschoben. Dadurch wird die Membran peripher vom Fraktürelement angehoben und das Knochenersatzmaterial dort verdichtet. Danach erfolgt das Einsetzen des Implantats und der anschließende Verschluss des Operationssitus mittels Naht. (Balaji, 2013, S149)

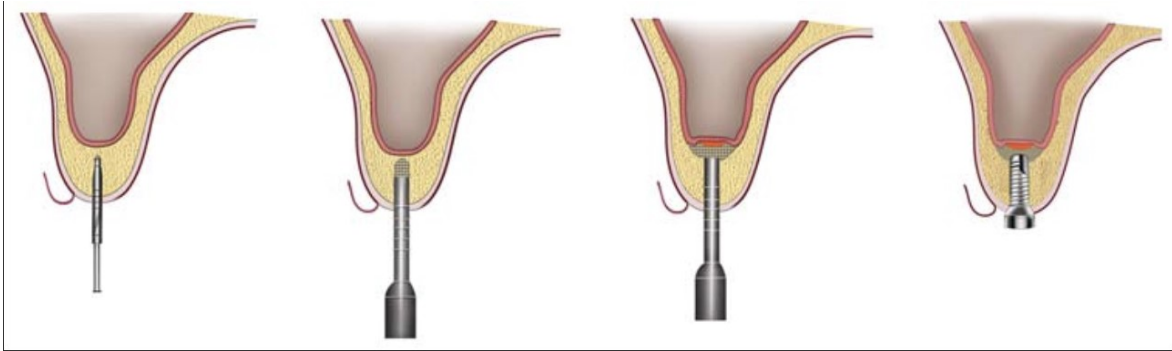


Abb. 8: Der indirekte Sinuslift (Balaji, 2013, S.151)

### 1.7.2.2 Direkte Technik

Ein lateraler Sinuslift, respektive die direkte offene Technik, wird im Regelfall bei Patientinnen und Patienten mit einer benötigten Augmentation von mehr als 3 bis 4 mm benötigt. Im Allgemeinen wird der direkte Sinuslift anstelle der indirekten Technik empfohlen, wenn eine große Knochenmenge für das Einsetzen des Implantates erforderlich ist. (Kao, 2014, S. 154; Pal et al., 2012)

Durch Bildung und Abpräparation eines Mucoperiostlappens wird der Operationssitus freigelegt. Hierbei ist darauf zu achten, dass der Situs voll von dem gebildeten Lappen gedeckt wird und sich im Anschluss keine Naht direkt darüber das Operationsfeld befindet, um das Risiko einer Infektion und Wundheilungsstörung zu mindern. Nun wird mittels eines Hartmetallrosenbohrers oder eines piezoelektrischen Instruments ein rundovales oder rechteckiges Fenster in die laterale Kieferhöhlenwand präpariert. Dabei ist besondere Aufmerksamkeit darauf zu legen, die Schneider'sche Membran nicht zu perforieren. Die Feinpräparation erfolgt mittels Diamantbohrern oder piezoelektrischen Instrumenten. Nach Präparation des Fensters wird die Membran von der knöchernen Basis der Kieferhöhle abgehoben. Da die Blutversorgung des Augmentats ausschließlich von der medialen Wand des Sinus Maxillaris erfolgen wird, ist darauf zu achten die Präparation bis an diese mediale Wand durchzuführen. Nach erfolgter Abpräparation erfolgt das Einbringen des Knochenersatzmaterials unter die abgehobene Sinusmembran. Als Ziel sollte von der Behandlerin bzw. dem Behandler eine vertikale Knochenhöhe von 12 mm angestrebt werden. Wobei zu berücksichtigen ist, dass das zukünftige Implantat eine Länge von 10 mm hat. Die 2 mm Differenz dienen dazu, resorptionsbedingten Höhenverlust auszugleichen. Eine vier bis sechs Monate andauernde Einheilphase wird empfohlen. Zusätzlich wird ein Kontrollröntgen präimplantologisch zur

Beurteilung der Knochenhöhe vor Implantation empfohlen. (Bhalla & Dym, 2021, S.202; Kao, 2014, S.67)

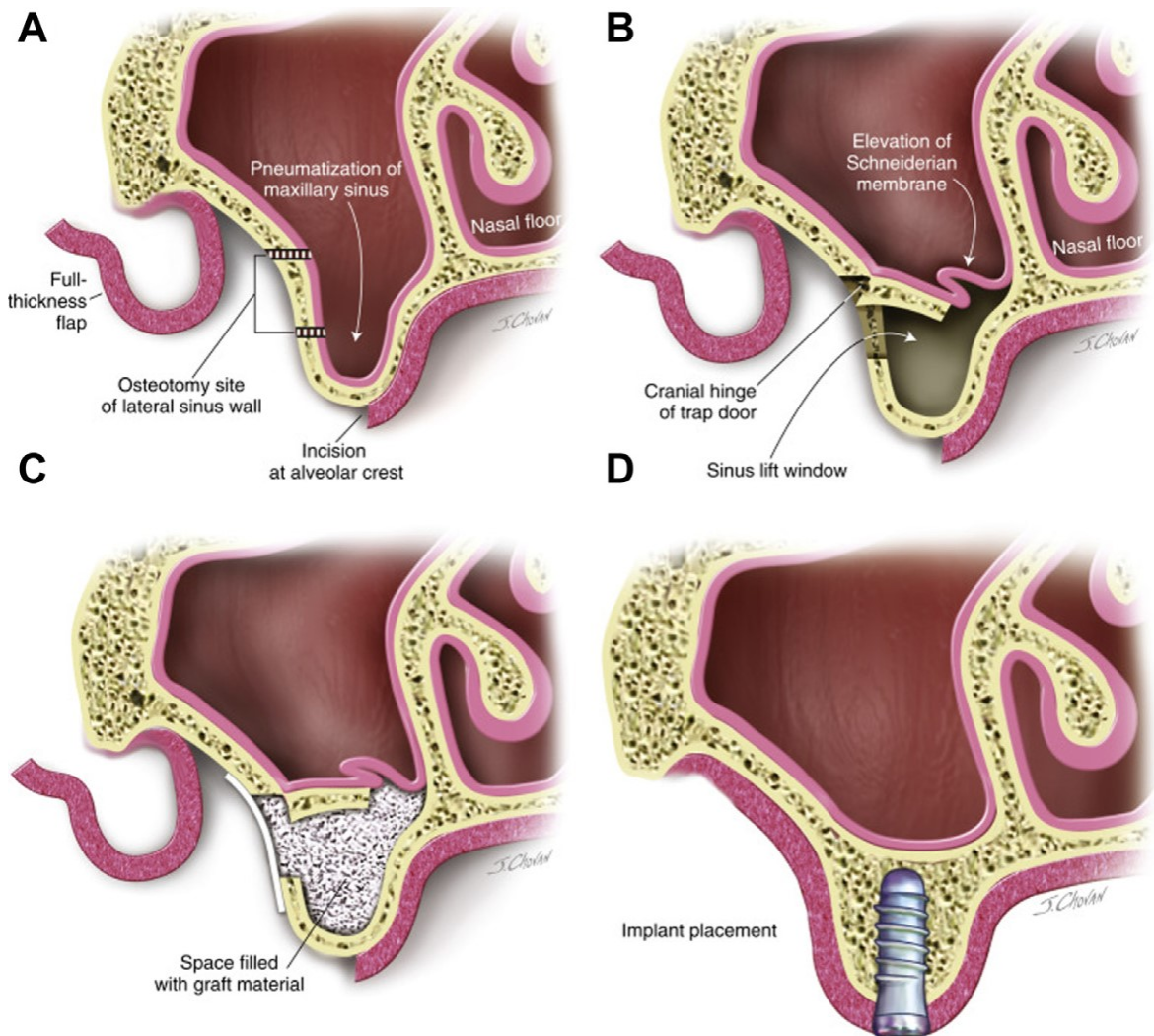


Abb. 9: Der direkte Sinuslift (Bhalla & Dym, 2021, S.203)

### 1.7.3 Augmentationsmaterialien

Über die vorangegangenen Jahrzehnte sind viele Augmentations-, respektive Knochenersatzmaterialien in Sinusbodenelavation zum Einsatz gekommen. Zu diesen Materialien zählen autogene Transplantate; xenogene, allogene und alloplastische Materialien. (Kao, 2014, S.157)

Es werden vier Begriffe in Bezug auf knöchernen Heilung unterschieden: Osteogenese, Osteoinduktion, Osteokonduktion und Osseointegration. Die Osteogenese beschreibt die Neubildung von Knochen durch Osteoblasten, die aus dem Augmentat selbst stammen. Dies ist

aber nur durch Eigenknochen mit ausreichender osteogenetischer Potenz möglich. Osteoinduktion beschreibt die Migrationsbereitschaft umliegender Osteoblasten in das Augmentationsvolumen. Die Osteokonduktion ist die Fähigkeit eines Materials als Leitstruktur/Matrix zur Neubildung von Knochen dienen zu können. Die Osseointegration ist nicht an der Neubildung von Knochen beteiligt, beschreibt aber jedoch die Fähigkeit des Materials sich auf molekularer Ebene mit dem umliegenden Knochengewebe zu verbinden. (Albrektsson & Johansson, 2001; Davies, 1998, 2003; Feller et al., 2014; Precheur, 2007)

### **1.7.3.1 Autogenes Material**

Autogenes oder körpereigenes Material bietet alle Fähigkeiten der Knochenbildung. Es dient heute immer noch als Gold-Standard aller Augmentationsmaterialien. Autogener Knochen stammt zumeist vom Beckenkamm oder dem Unterkiefer. Der Eigenknochen enthält zwar wenig Osteoblasten, weist hingegen aber eine Vielzahl an osteogenen Vorläuferzellen auf, die eine Neubildung von Knochen fördern. Das Transplantat besitzt eine hohe Osteoinduktivität und lockt somit knochenbildende Zellen aus dem umliegenden Gewebe an. Eigenknochen ist auch osteokonduktiv, weist aber nur eine geringe anfängliche Festigkeit auf. (Bhatt & Rozental, 2012, S.457; Zhao et al., 2021)

### **1.7.3.2 Allogenes Material**

Als allogenes Material wird als transplantiertes Gewebe eines Individuums in ein anderes Individuum derselben Spezies bezeichnet. Bei unverarbeiteter Transplantation würde es zu einer Immunreaktion des Wirtes gegen das allogene Gewebe kommen. Aus diesem Grund wird das entnommene Gewebe in Prozessen gereinigt und verarbeitet. Dabei wird das Material deproteinisiert, um somit einer Entzündungsreaktion beim Empfänger bzw. der Empfängerin gegenzusteuern. Da beim Deproteinisieren lebensfähige osteogene Zellen zerstört werden, besitzt ein allogenes Material nicht das osteogene Potential, welches einen autogenen Knochen ausmacht. Das Ausmaß der Osteokonduktivität und Osteoinduktivität hängt von den unterschiedlichen Verarbeitungsmethoden ab. (Bauer & Muschler, 2000)

### **1.7.3.3 Xenogenes Material**

Xenotransplantate sind Transplantatmaterialien, die von einer genetisch nicht mit dem Wirt verwandten Spezies stammen. (S. T. Kao & Scott, 2007, S.516)

Die häufigste Quelle für Xenotransplantate ist Rinderknochen. Dieser wird thermisch und chemisch aufbereitet bis schließlich eine anorganische, poröse Struktur von Hydroxylapatit entsteht. Diese ähnelt sehr stark der menschlichen Knochenmatrix. Durch große poröse Oberfläche und der guten mechanischen Stabilität, besitzt das bovine Knochenersatzmaterial gute Eigenschaften im Sinne von Osteokonduktivität und Osteoinduktivität. (Zhao et al., 2021, S.8)

In Vergleichsstudien, in denen das bovine Ersatzmaterial BioOss® bei Sinusbodenelavationen zum Einsatz kam, erzielte es ähnliche Ergebnisse wie das autogene Transplantat. Sechs Monate postoperativ wurde bei BioOss® 39 Prozent neuer Knochen gebildet. Im Vergleich zum autogenen Knochen (40 Prozent Neubildung) eine marginale Diskrepanz. Darüber hinaus wurde festgestellt, dass 31 Prozent des transplantierten BioOss® an der Transplantationsstelle verblieben, verglichen mit nur 18 Prozent des autogenen Knochens. Somit weist das xenogene BioOss® eine höhere Osteokonduktivität, im Vergleich zum autogenen Material, auf. (S. T. Kao & Scott, 2007, S.516; Scarano et al., 2006, S.200)

### **1.7.3.4 Alloplastische Materialien**

Alloplastische oder synthetische Materialien sind künstlich hergestellt. Man unterscheidet sie nach der chemischen Zusammensetzung und der Herkunft des Rohstoffes. Deren Grundsubstanz ist Hydroxylapatit, welches zumeist synthetisch aus Korallen oder Algen hergestellt wird. Beigesetzt wird es mit Kalziumphosphaten, -sulfaten, Kollagenen und Polymeren. Allogenes Material besitzt eine geringe osteoinduktive Potenz. Häufig werden bioaktive Proteine dem Augmentatmaterial zugesetzt, um eine höhere Osteoinduktivität zu erreichen. Vorteile von synthetisch hergestelltem Knochenersatzmaterial ist ein Fehlen von Antigenität, welche Immunreaktionen auslöst. Weiters ist keine Krankheitsübertragung möglich, die jedoch bei unzureichender Reinigung und Deproteinisierung von xenogenem und allogenen Material möglich ist. Die unbegrenzte Verfügbarkeit von alloplastischem Knochenersatz ist ein weiterer Vorteil dessen. (Precheur, 2007, S.735)

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studiendesign**

Diese Arbeit beschäftigt sich mit einer retrospektiven Datenanalyse bereits vorhandener CT- oder DVT-Datensätze von PatientInnen mit zweizeitigem Sinuslift. Vermessen wird hierbei das Volumen der Sinusbodenaugmentation nach Operation und nach erfolgter Einheilphase, mittels semiautomatischer Messsoftware. Die Einheilphase beträgt in der Regel sechs Monate. Die Dauer zwischen den DVT- bzw. CT-Aufnahmen beträgt zwischen fünf und sechs Monaten.

### **2.2 Patientinnen- und Patientenselektion**

Als Einschlusskriterium zählt eine zweizeitige Augmentation mittels externem Sinuslift, sowie eine dreidimensionale, radiologische Aufnahme nach Operation und erfolgter Einheilphase, welches einem Intervall von sechs Monaten  $\pm 1$  entspricht. Die Altersgrenze der PatientInnen wurde zwischen 18 und 99 Jahren gesetzt. Als Knochenersatzmaterialien wurden xenogenes BioOss® und nicht näher beschriebenes, alloplastisches Ersatzmaterial verwendet.

### **2.3 Datenakquise**

Die DVT- und CT-Datensätze, von an der Universitätsklinik für Mundgesundheit und Zahnmedizin behandelten PatientInnen, wurden von Lehrenden der Medizinischen Universität Graz anonymisiert zur Verfügung gestellt.

### **2.4 Datenaufbereitung**

CT- und DVT-Datensätze werden standardisiert im DICOM-Dateiformat gespeichert. DICOM bedeutet „Digital Imaging and Communication in Medicine“ und hat sich als offenes Dateiformat zum Speichern von Bilddaten und Informationen im medizinischen Bereich etabliert.

Um die Datensätze in die semiautomatische Vermessungssoftware einspielen zu können, bedarf es einer Umwandlung der DICOM-Datei in eine MHD-Datei. MHD ist ein bereinigtes Dateiformat und dient der Software zur verbesserten Analysemöglichkeit.

Da DICOM-Dateien eine Vielzahl an Informationen beinhalten, bedarf es vor der Umwandlung in das MHD-Dateiformat einer sorgfältigen Aufarbeitung dieser Daten. Mit Hilfe der Freeware „OsiriX DICOM Viewer v13.0.2“ ist es möglich, nur die Schnittbilder einer Bildaufnahme vom CT oder DVT in eine eigene DICOM-Datei zu exportieren.

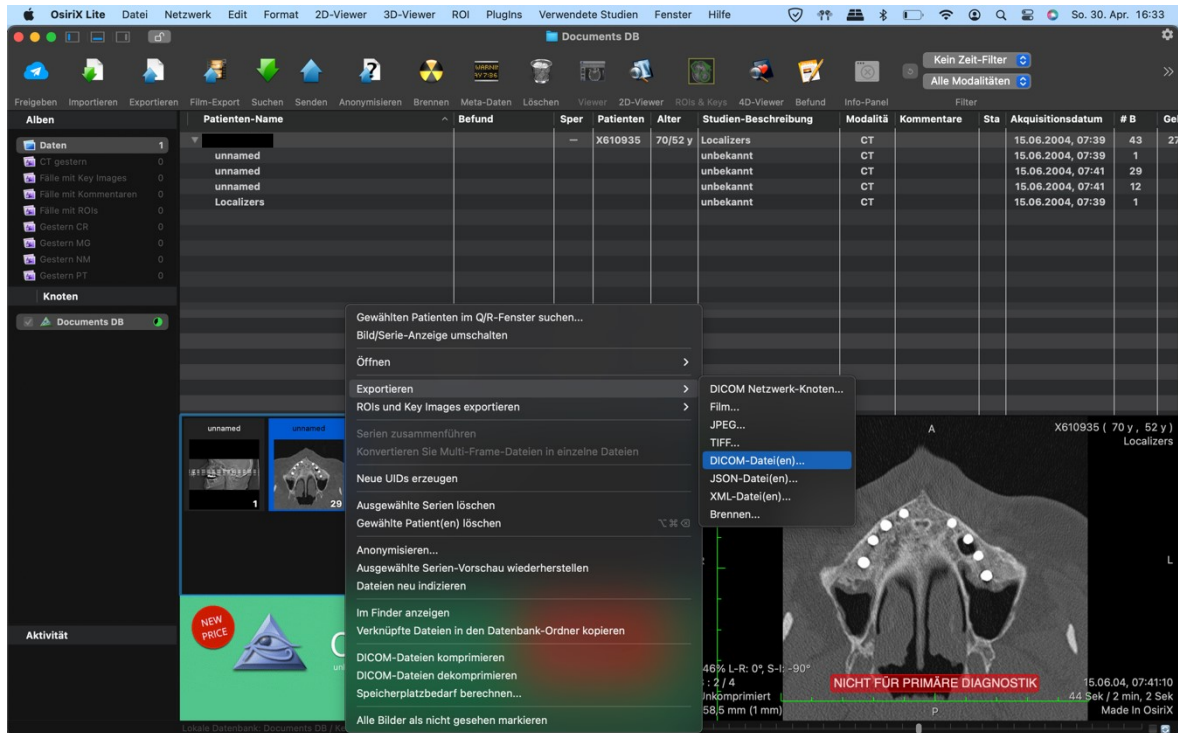


Abb. 10: Maske der Freeware OsiriX

Nach dem Import eines Datensatzes in das Programm ist es möglich, die einzelnen Schichtaufnahmen des Datensatzes in eine eigene DICOM-Datei zu exportieren, wie in Abbildung 10 ersichtlich ist. Die bereinigte DICOM-Datei kann im nächsten Schritt in das MHD-Format umgewandelt werden. Dieses Bereinigen der redundanten Daten ist für alle Datensätze im DICOM-Dateiformat durchzuführen.

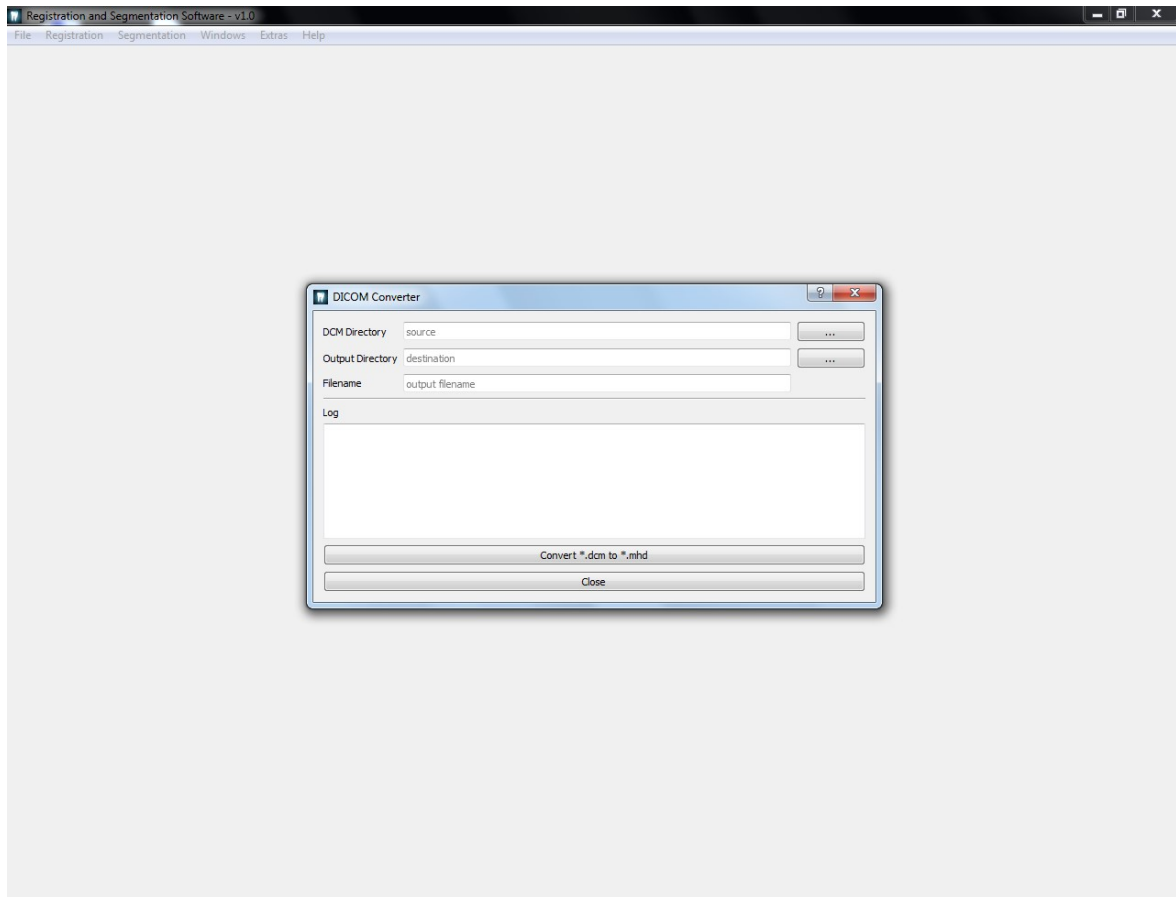


Abb. 11: Umwandlung der DICOM-Datei ins MHD-Dateiformat

Nach der Extraktion der DICOM-Daten in separate Ordner, können diese Datensätze nun ins MHD-Dateiformat übertragen werden. Ein eigenes DICOM-Converting-Tool wurde in die Maske der Segmentierungssoftware integriert, um dies durchführen zu können. Mittels Mausklick in der Menüleiste „Extras“ → „DICOM Converter“ öffnet sich ein neues Fenster - siehe Abbildung 11. In der Leiste „DCM-Directory“ wird der Ordner mit den DICOM-Datensätzen ausgewählt und in „Output Directory“ wird ein Zielordner für die neue MHD-Datei festgelegt. Gestartet wird die Umwandlung mittels Mausklick auf „Convert \*.dcm to \*.mhd“

## 2.5 Messung mittels semiautomatischer Software

Wie bereits im Kapitel 1.2 der Einleitung erwähnt, handelt es sich bei der verwendeten Software um eine speziell entwickelte semi-automatische Messsoftware zur Volumenmessung von Sinusaugmentaten. Zunächst wurde die hohe Präzision der Software im präklinischen Versuchsaufbau durch Dr. Paul Hein bereits bestätigt.

In einem zweiten Schritt musste die Software an klinische Gegebenheiten adaptiert werden, da die Grauwerte bei einer invitro Untersuchung deutlicher abgrenzbarer sind als invivo. Dies gelang im Rahmen der Diplomarbeit von Kerstin Hammernik, welche von Univ. Prof. Dr. Thomas Pock und Dr. Martin Urschler; Key Reasarcher am Ludwig-Boltzmann-Institut für klinisch forensische Bildgebung; an der Technischen Universität Graz betreut wurde. Es gelang die Entwicklung einer Software zur semi-automatischen Segmentierung von Augmentationsarealen des Sinus maxillaris. Das Programm ermöglicht das Registrieren zweier dreidimensionaler Bilddatensätze eines Patienten aufeinander. Unter dem Umstand, dass es sich um zwei zeitlich getrennte Aufnahmen handelt, gelingt mittels interaktiver Segmentierung die Feststellung einer Volumenänderung des augmentierten Areal. Die Verwendung von Grafikkarten als numerische Ko-Prozessoren zur Lösung der zugrundeliegenden partiellen Differentialgleichungen ermöglicht eine effektive Datenverarbeitung. Dieser Ansatz verwendet Vorkenntnisse über die Geometrie und Form des Augmentationsmaterials und nutzt dessen Grauwerte in den CT-Daten für das Setzen von Seed-Punkten, um das Areal aus dem Datensatz zu extrahieren und der Volumetrie zur Verfügung zu stellen.

### **2.5.1 Einspielen der Datensätze**

Die in das MHD-Format umgewandelten Datensätze können der Software nun über die Maske eingespielt werden. Durch das Anwählen von Datei → Open Image1, öffnet sich ein Fenster zur Auswahl des ersten CT- bzw. DVT-Datensatzes. Nun wird in diesem Fenster die umgewandelte postoperative Bildaufnahme einer Patientin bzw. eines Patienten ausgewählt und geöffnet. Die Schnittbilder erscheinen in der Hauptmaske und können in allen drei Ebenen (frontal, sagittal und transversal) mit Hilfe des Mausekzes oder der linken Maustaste betrachtet werden. Um den zweiten Datensatz zu öffnen, wird auf Datei → Open Image2 geklickt. Es öffnet sich erneut ein Suchfenster zur Auswahl der Röntgendaten nach Einheitsphase. Nach Auswahl des korrekten Datensatzes erscheint dieses wiederum in der Hauptmaske in allen drei Raumebenen. Die Datensätze können über den Segmentation Viewer ausgewählt und separat betrachtet werden.

## 2.5.2 Überlagerung der Datensätze

Die Software orientiert sich bei Überlagerung der Datensätze an rigiden bzw. starren Strukturen. Diese sind im CT und dem DVT knöcherner Natur. Die Überlagerung beider Datensätze kann vollautomatisiert mittels Threshold erfolgen. Da jedoch in den meisten Fällen die Mandibula samt Zähnen in den Bildaufnahmen mitaufgenommen wurde, kann die Software die bewegliche Mandibula häufig nicht matchen und es kommt zu einer insuffizienten Überlagerung der Schädelstrukturen, wie in Abbildung 12 zu sehen ist.

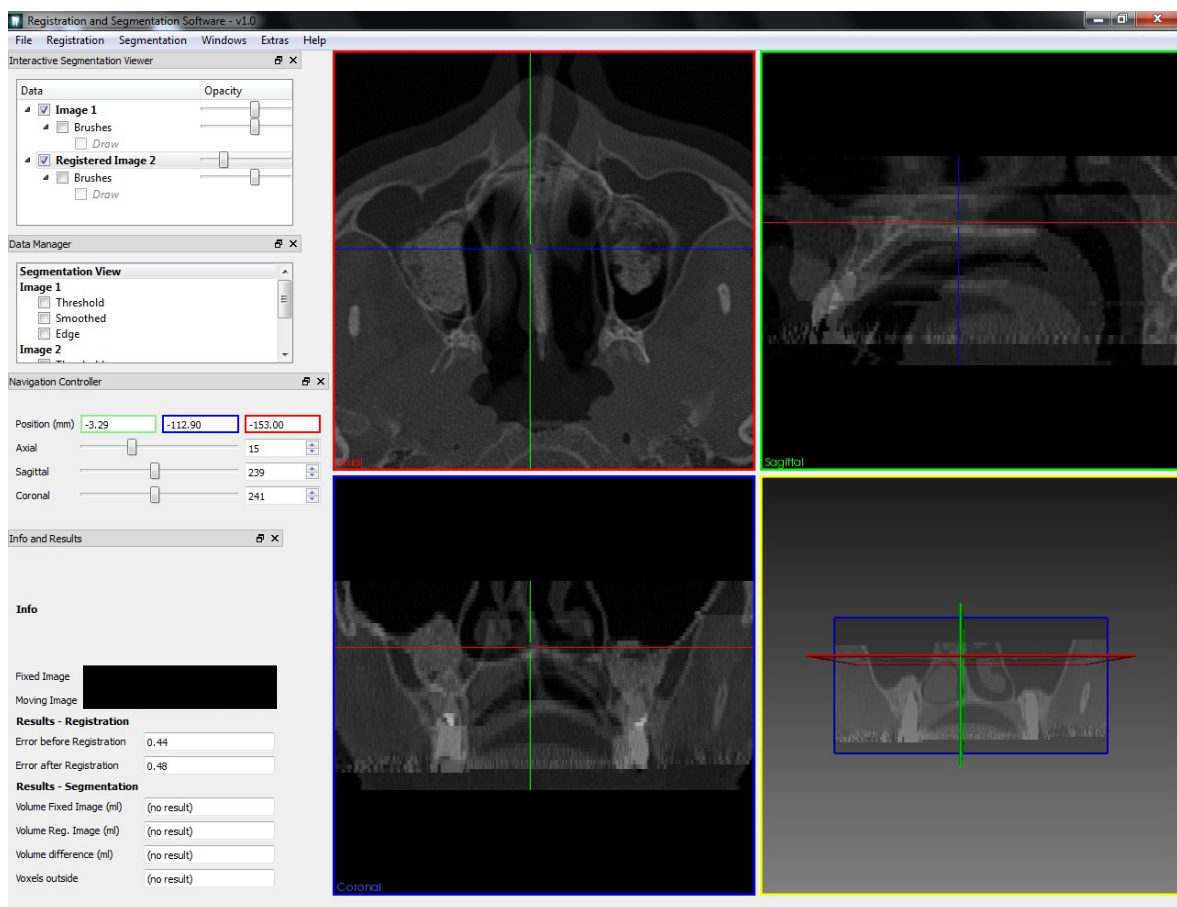


Abb. 12: Insuffiziente Bildüberlagerung

Die insuffiziente Überlagerung spiegelt sich auch anhand der Werte im Fenster „Error before- und Error after Registration“ wider. Um ein exaktes Match erzielen zu können, ist es in solchen Fällen nötig, in der Maske eine bounding-box in die jeweiligen Datensätze einzuzichnen. Diese Box muss bewegliche, rigide Strukturen, wie die Mandibula, exkludieren. Innerhalb des virtuellen Quaders sollten die Kieferhöhle, Nasenhöhle und benachbarte, unbewegliche und knöcherne Strukturen abgebildet sein. Durch Klicken auf den Reiter „Registration“ → „Registration settings“ erscheint ein Fenster mit der Auswahlmöglichkeit „draw bounding box“. Durch das Bestätigen mit der linken Maustaste erscheint ein gelber

Rahmen um die Schnittbilder der drei Raumebenen. Der Rahmen begrenzt die bounding-box. Mittels Tastenkombination Strg + rechte Maustaste lässt sich diese virtuelle Box in allen drei Raumebenen zuschneiden. Betätigt man Strg + linke Maustaste, lässt sich der Quader innerhalb des Bildes bewegen.

Dieser Vorgang muss für beide Datensätze erfolgen, um eine adäquate Bildüberlagerung gewährleisten zu können. Wie in Abbildung 13 zu sehen ist, beinhaltet die bounding-box die Maxilla samt Augmentat. Im Axialschnitt (rot) ist die Ausgrenzung der Rami mandibulae und Processi coronoidei des Unterkiefers klar ersichtlich.

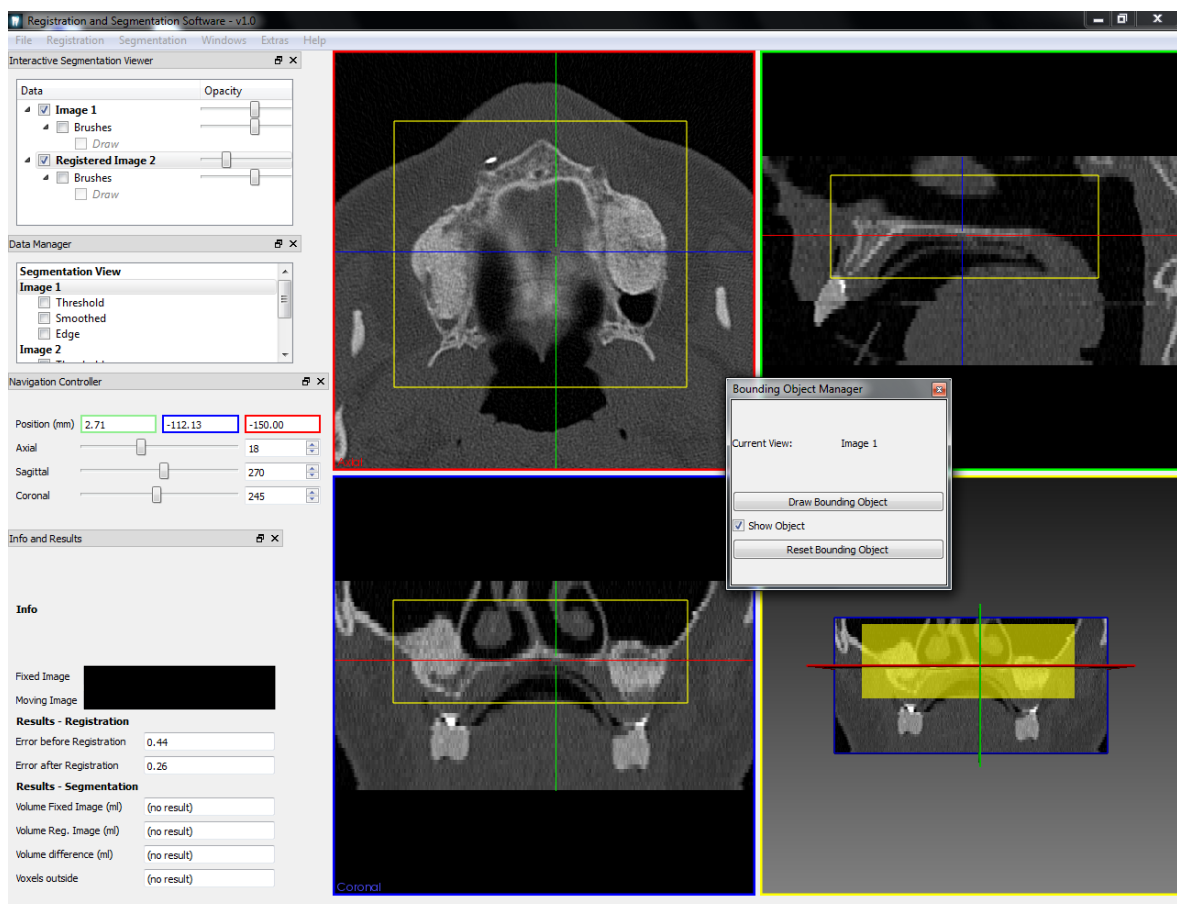


Abb. 13: Einzeichnen einer bounding box

Nach erfolgreichem Ausgrenzen der Mandibula ist nun eine suffiziente Bildüberlagerung möglich. Durch linken Mausklick auf den Reiter „Registration“ → „registration settings“ öffnet sich ein Fenster mit erweiterten Einstellungen zur Bildüberlagerung. Nun müssen zur Registration mittels bounding-box die Reiter „Use Mask 1“ und „Use Mask 2“ ausgewählt werden und der Reiter „Use Threshold“ abgewählt werden. Mittels linken Mausklick auf „Registration“ → „Start registration“ erfolgt die Bildüberlagerung.

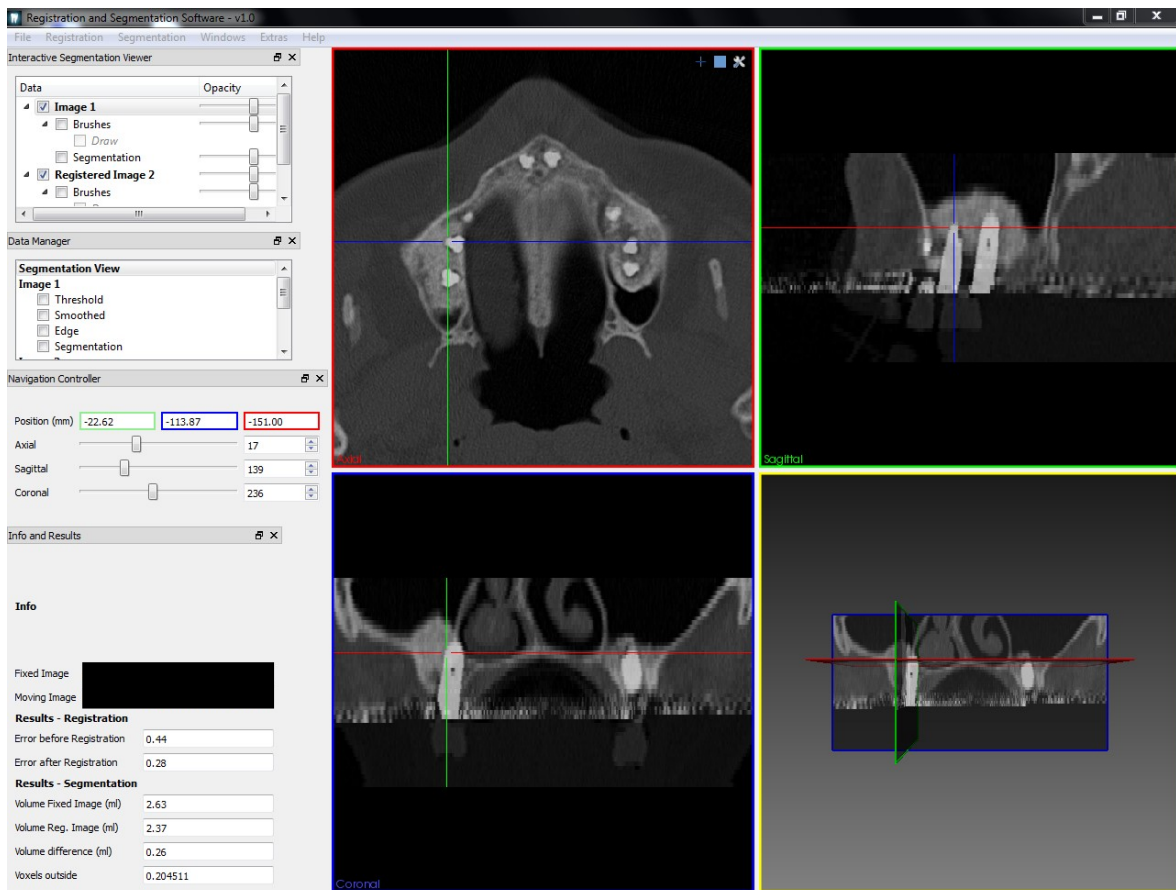


Abb. 14: Suffiziente Überlagerung

Nach erfolgter Überlagerung öffnet sich im Segmentation Viewer ein weiteres Feld mit „registered Image“. Der Wert „Error after registration“ ist bei suffizienter Überlagerung niedriger als der Wert „Error before registration“. Im „Interactive Segmentation Viewer“ ist es möglich, beide Datensätze zeitgleich anzuzeigen. Mit dem Regler in der Spalte „Opacity“ kann die Bildüberlagerung, wie in Abbildung 14, visuell überprüft werden.

### 2.5.3 Messung des Volumens

Um eine Messung des Volumens durchführen zu können, bedarf es einem groben Einzeichnen des Augmentats. Im Segmentation Viewer wird das zu messende Image ausgewählt, die Unterpunkte „Brush“ und „Draw“ markiert. Durch das Gedrückthalten der Taste „shift“ + linke Maustaste wird in allen drei Schnittbildern das Augmentat grob eingezeichnet. Im Anschluss wird über die Menüleiste „Segmentation“ → „start segmentation“ die Segmentierung der radioopaken, eingezeichneten Struktur gestartet.

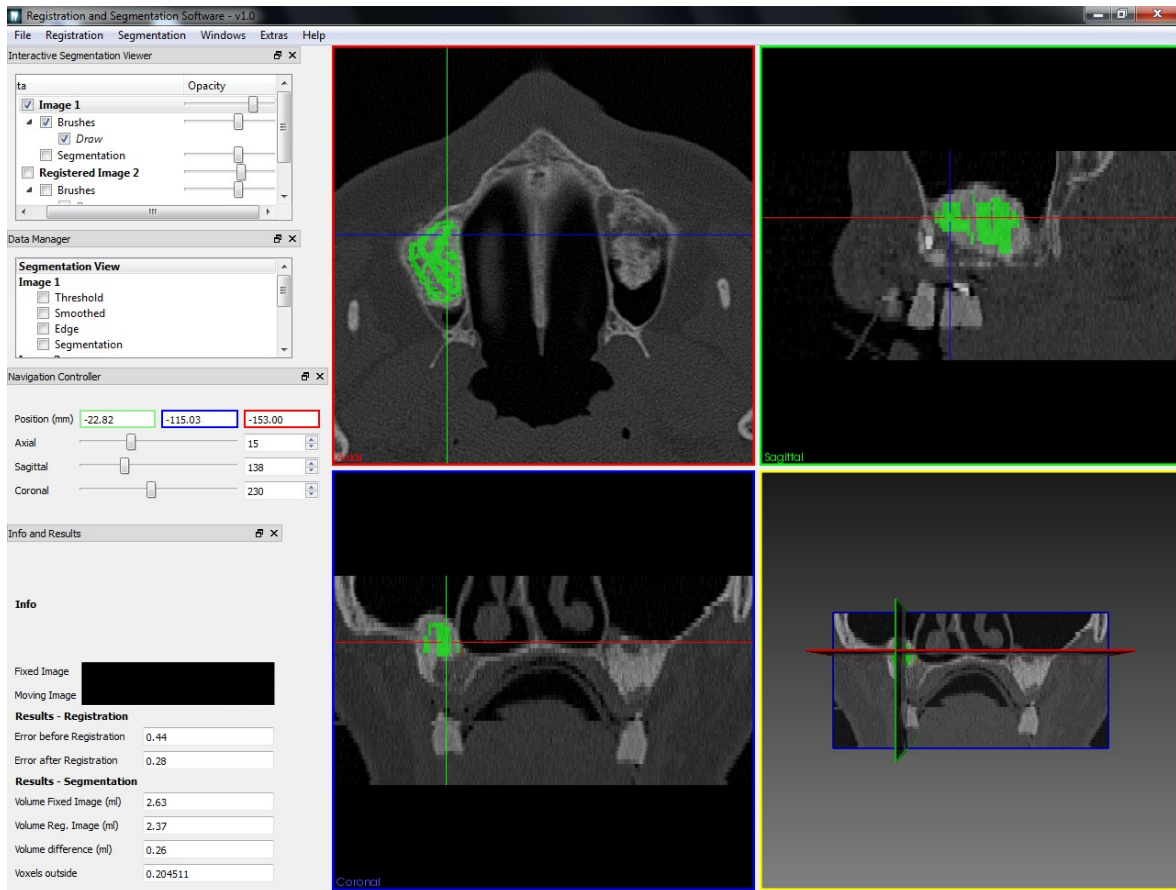


Abb. 15: Segmentierung starten

Die Software orientiert sich am Threshold der markierten Struktur. Mittels Threshold- bzw. Schwellenwertverfahrens werden Bilder mit Graunteilen in ein Binärbild umgewandelt. Ein Binärbild besteht rein aus schwarzen oder weißen Pixeln. Um ein graues Röntgenbild in ein Binärbild umzuwandeln, müssen Grenzwerte zur Graustufe gesetzt werden. Befinden sich Grauwerte innerhalb dieser Grenzwerte, wird das Voxel schwarz; befindet sich der Grauwert außerhalb der Grenzwerte, wird das Pixel im Binärbild weiß – siehe Abbildung 16. Das Programm setzt nach erfolgreichem Einzeichnen des Augmentats automatisiert Grenzwerte. Anhand dieser Werte wird der Threshold ermittelt und die Segmentierung des Augmentatvolumens durchgeführt.

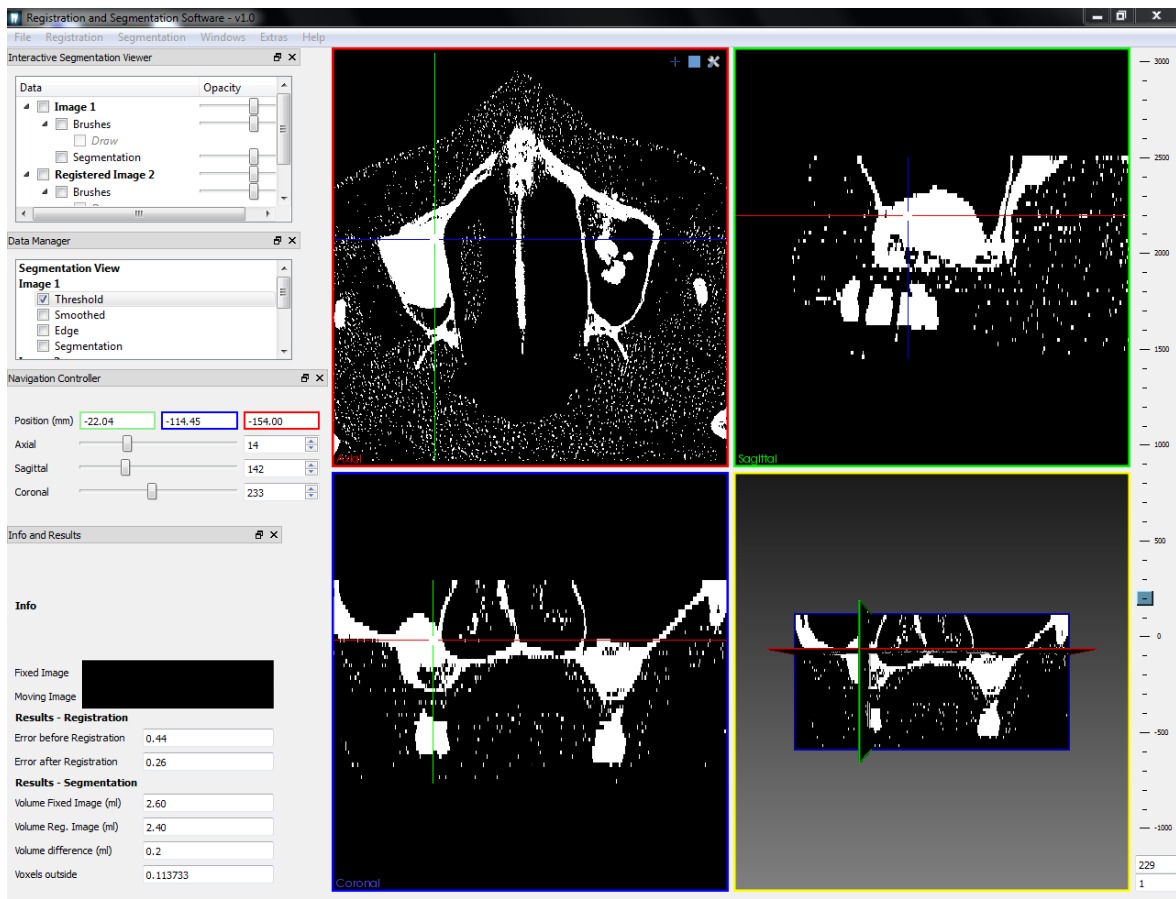


Abb. 16: Threshold

Virtuelle, zweidimensionale Bilder bestehen aus vielen Pixeln. Wird ein Pixel um eine dritte Dimension ergänzt, spricht man von einem Voxel, siehe Abbildung 17.

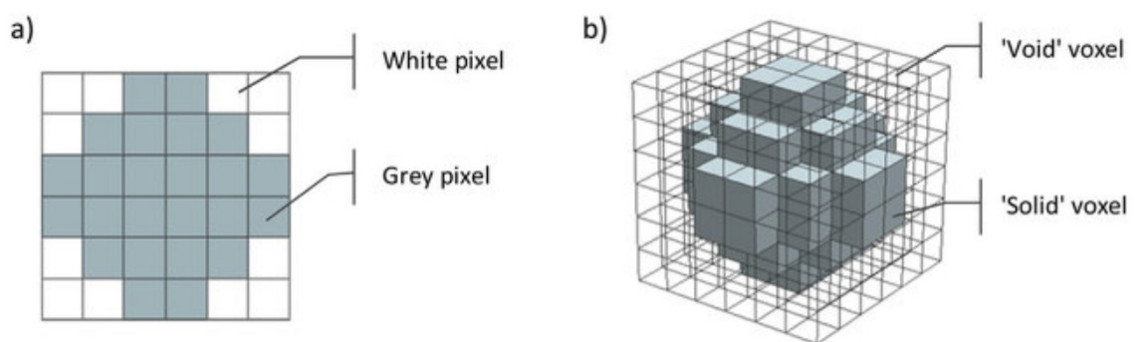


Abb. 17: Von Pixel zu Voxel (Aremu et al., 2017)

Alle dreidimensionalen, radiologischen Aufnahmen bestehen aus einer Vielzahl an Voxel.

Die Auflösung der Aufnahmen ist dabei von der Voxelgröße abhängig. Eine niedrige Voxelgröße geht mit einer hohen Auflösung einher. Das Verhältnis von Voxelgröße und Auflösung ist dementsprechend indirekt proportional. Da der Software im Zuge der Bilddarstellung die entsprechende Voxelgröße bekannt ist, werden mittels Threshold die zu messenden Voxel definiert und eine volumetrische Berechnung derer durchgeführt. Das Ergebnis der Messung wird im Feld „Results“ in Milliliter angegeben. Zudem wird die Segmentierung visuell in den Schnittbildern dargestellt und durch die untersuchende Person überprüft, wie Abbildung 18 zu entnehmen ist.

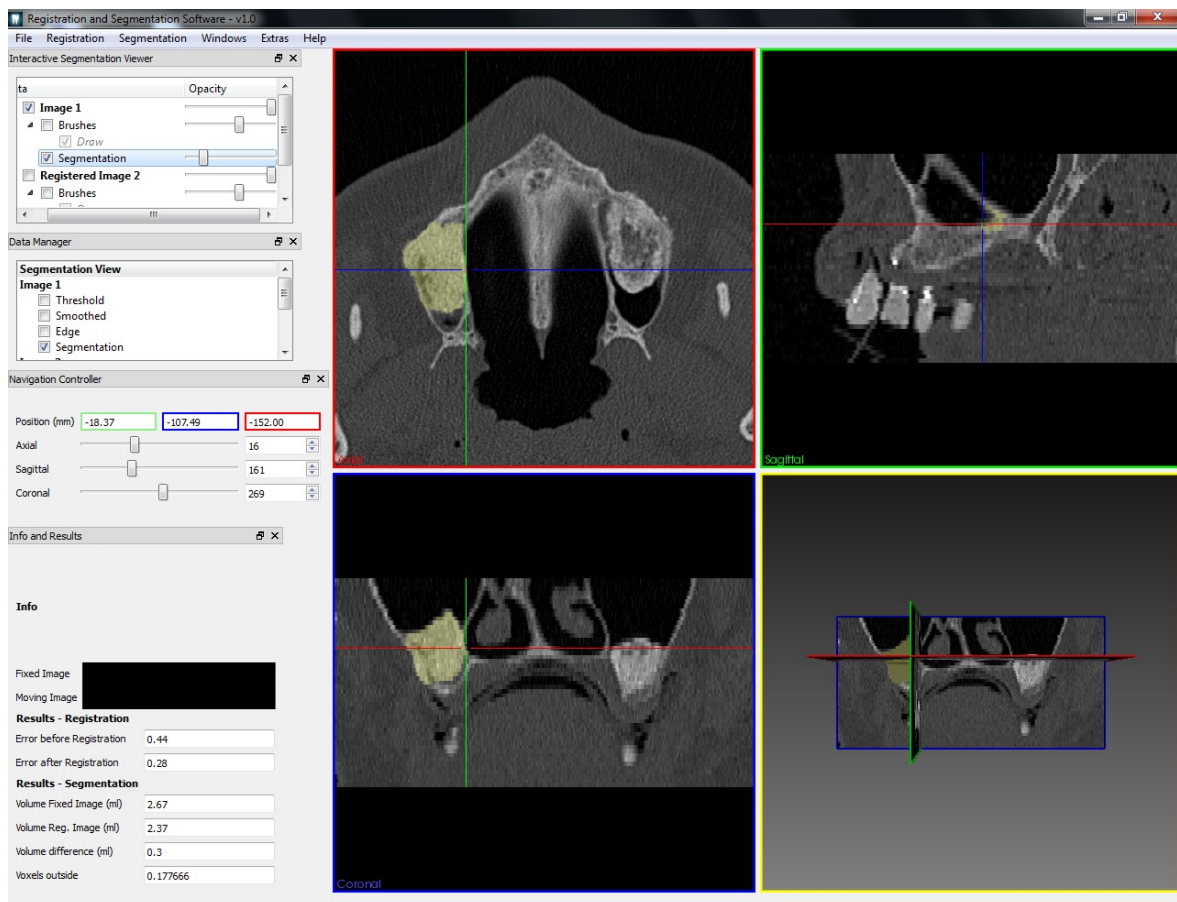


Abb. 18: Segmentierung

Das Überprüfen durch die untersuchende Person ist wichtig, um fehlende oder über dem Lift ausgehende Segmentierung zu korrigieren. Eine fehlende Segmentierung kann einfach durch „shift“ + linke Maustaste ergänzt werden. Sollten Nachbarstrukturen um das Augmentat fälschlicherweise segmentiert worden sein, lassen sich diese mittels „shift“ + rechte Maustaste in der Farbe Rot markieren – siehe Abbildung 19. Beim Entfernen und Ergänzen von Volumen bedarf es einer erneuten Segmentierung über das Wählen der Menüleiste „Segmentation“ → „start segmentation“.

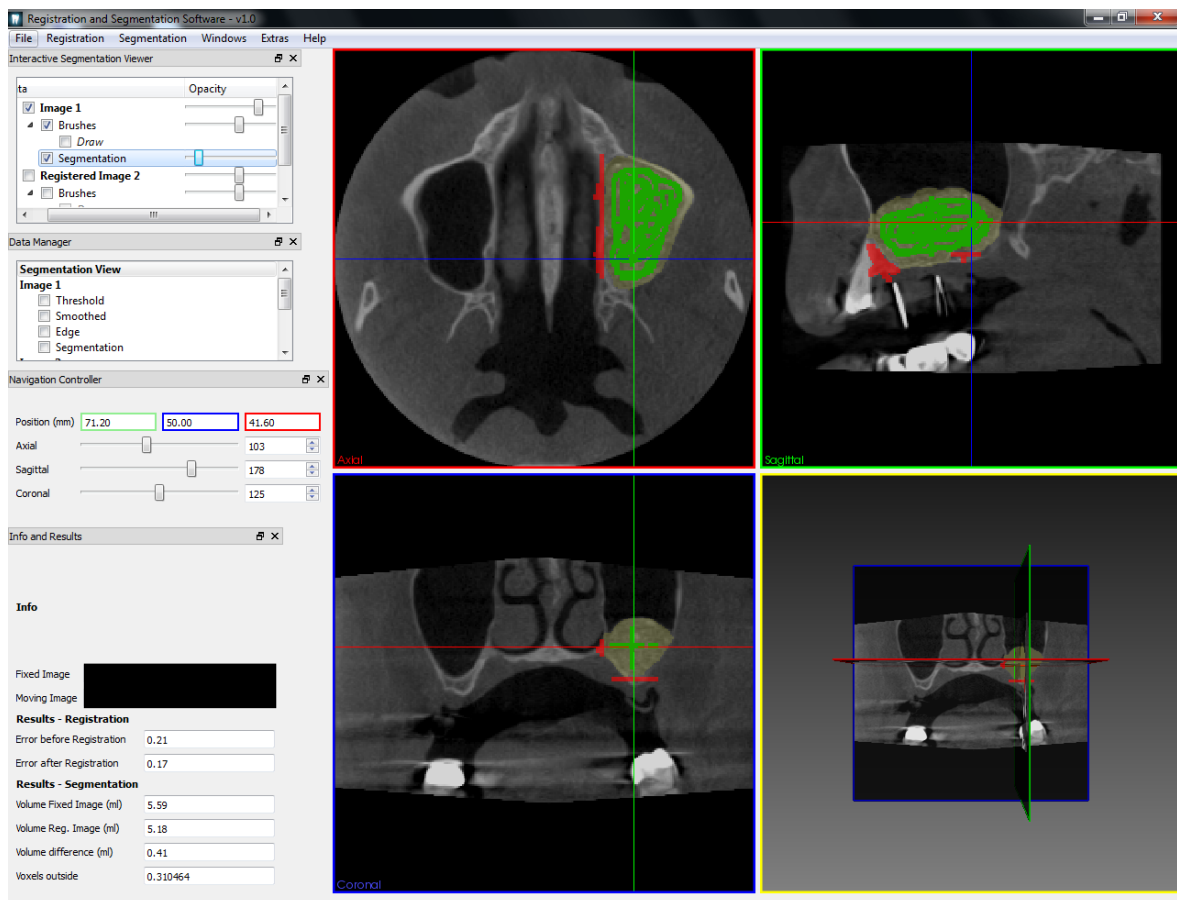


Abb. 19: Ausschluss extraaugmentärer Strukturen

### 2.5.3.1 Besondere Messgegebenheiten

In einem der insgesamt 24 PatientInnenfälle wurden die Implantate beidseitig bereits vor der dreidimensionalen Bildgebung nach der Einheilphase gesetzt. Im Zuge der semiautomatischen Volumensegmentierung werden die Implantate in ihrer Gesamtheit miteinbezogen. Die Software erlaubt die Segmentierung der Ausgangsmessung auf das registrierte Image 2 zu projizieren. Auf Basis der postoperativen Ausgangsmessung ist es somit möglich, außerhalb des Augmentats gesetztes Implantatvolumen auszugrenzen und im Sinus Lift stehendes Implantat in die Segmentierung miteinzubeziehen. Hierfür werden, wie im vorigen Kapitel bereits erläutert, alle zu messenden und auszuschließenden Areale eingezeichnet – siehe Abbildung 20.

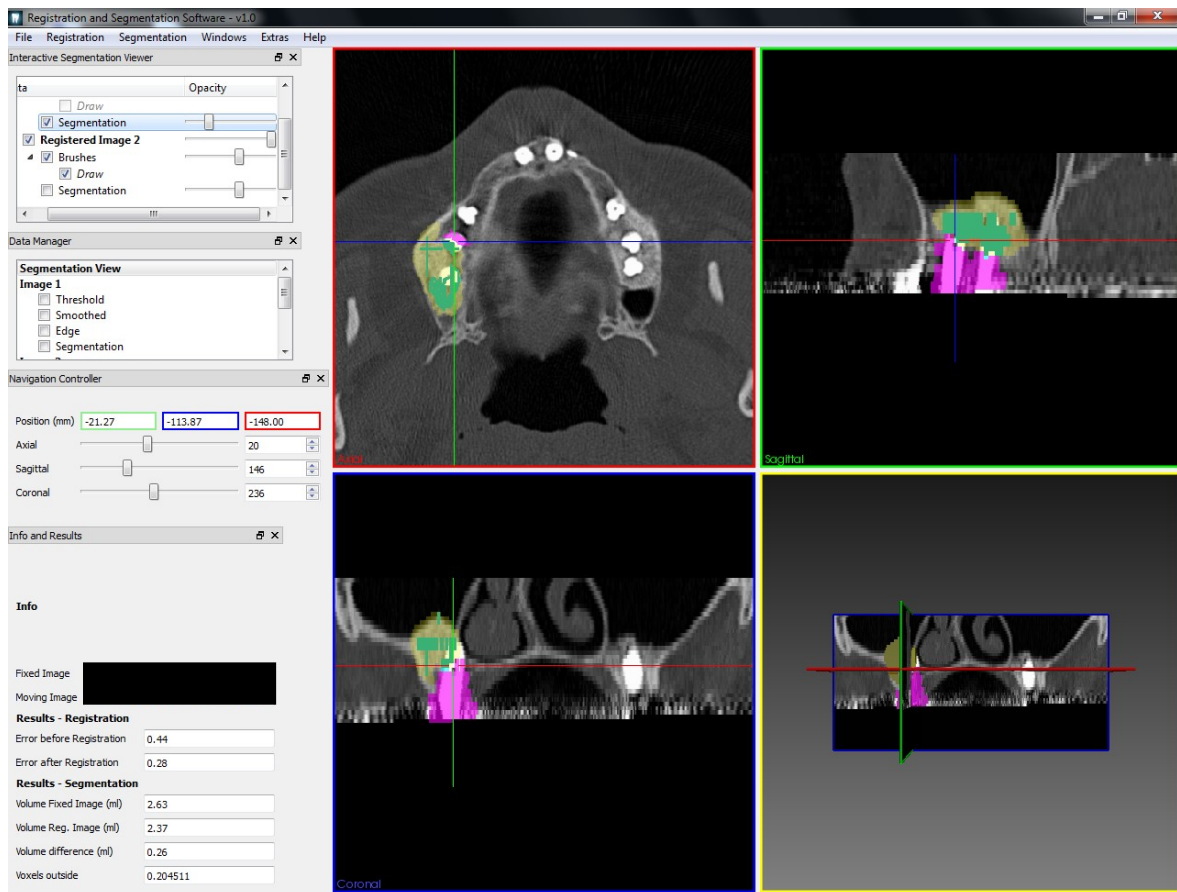


Abb. 20: Umgang mit Implantaten

### 3 Ergebnisse – Resultate mit graphischen Darstellungen

Insgesamt wurden 28 zweizeitige Sinusbodenelavationen an 24 Patientinnen und Patienten vermessen. An vier Patientinnen und Patienten wurde eine beidseitiger Elavation durchgeführt. Die Datensätze postoperativ und nach erfolgter Einheilphase wurden überlagert und jeweils mit Hilfe der semiautomatischen Messsoftware vermessen.

#### 3.1 Messergebnisse

Messung 1	Min	Max	Mittelwert	Std.-Abweichung
Ausgangsvolumen	1,51	5,67	3,07	1,05
Endvolumen	1,36	5,14	2,80	1,00
Reduktion (ml)	0,00	1,00	0,27	0,27
Reduktion (%)	0,00	36,36	8,81	8,72

*Tabelle 3: Messergebnisse 1*

Wie in der oben liegenden Tabelle 3 zu sehen ist, beträgt das postoperative Volumen in der ersten Messung mittelwertig 3,07 ml, bei einer Standardabweichung von  $\pm 1,05$  ml und einer Ausdehnung von minimal 1,51 ml und maximal 5,67 ml. Das Volumen nach erfolgter Einheilphase beträgt durchschnittlich 2,8 ml  $\pm 1$  ml, bei geringstem 1,36 ml und höchstem 5,14 ml. Die Volumenschrumpfung bewegt sich zwischen 0 – 1 ml und beträgt im Mittel 0,27 ml, was prozentuell eine Reduktion von 8,81 % bedeutet.

Messung 2	Min	Max	Mittelwert	Std.-Abweichung
Ausgangsvolumen	1,58	5,59	3,08	1,04
Endvolumen	1,42	5,18	2,81	0,99
Reduktion (ml)	0,00	0,95	0,27	0,27
Reduktion (%)	0,00	34,55	8,51	8,74

*Tabelle 4: Messergebnisse 2*

In Tabelle 4 ist ersichtlich, dass die Messungen ein zweites Mal von der gleichen untersuchenden Person durchgeführt wurden und annähernd äquivalente Ergebnisse, im Vergleich zur Messung 1, erzielt wurden.

### 3.2 Messdurchgänge im Vergleich

Um die Messungen miteinander zu vergleichen, wurde der ICC (intraclass correlation coefficient) nach Shrout und Fleiss berechnet. Je näher dieser Wert bei 1 ist, umso höher ist die Übereinstimmung (Shrout & Fleiss, 1979).

Das folgende Streudiagramm zeigt eine hohe Übereinstimmung der Werte.

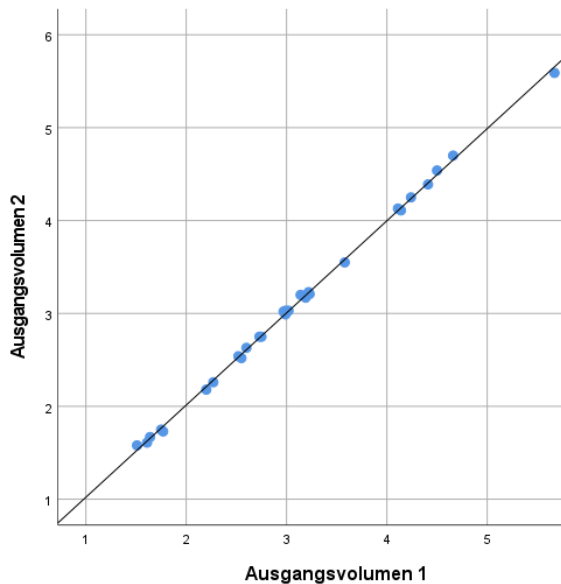


Abb. 21: Vergleich der Ausgangsvolumina

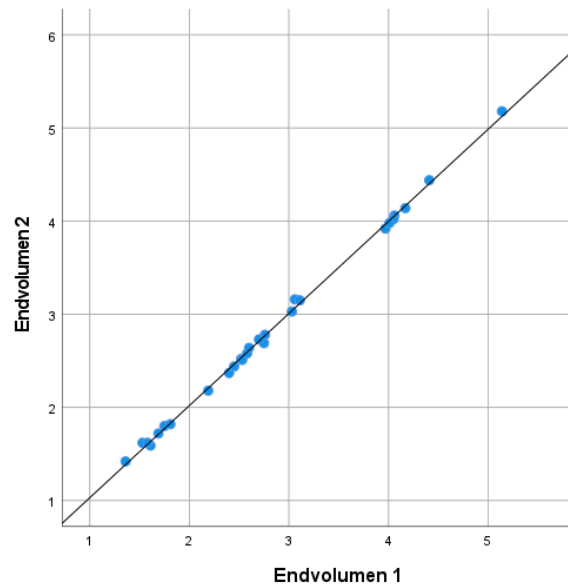


Abb. 22: Vergleich der Endvolumina

Der ICC beträgt für Ausgangs- und Endvolumen 0,999. Der hohe ICC lässt auf eine hohe intraexaminer reliability schließen.

### 3.3 Mittelwertige Volumenreduktion

Mittelwert Messung 1+2	Min	Max	Mittelwert	Std.-Abweichung
Ausgangsvolumen	1,55	5,63	3,07	1,04
Endvolumen	1,39	5,16	2,80	1,00
Reduktion (ml)	0,01	0,98	0,27	0,27
Reduktion (%)	0,23	35,45	8,66	8,69

Tabelle 5: Volumenreduktion

Die obenstehende Tabelle gibt näheren Aufschluss über die Volumenreduktion der Augmentation. Dazu wurden Mittelwerte der Messungen separat ermittelt. Die Reduktion beträgt mindestens 0,01 ml und maximal 0,98 ml, was einer durchschnittlichen Abnahme von 0,27 ml bei einer Standardabweichung von 0,27 ml entspricht.

In Prozent beträgt die Reduktion mittelwertig  $8,66 \% \pm 8,69 \%$  bei mindestens  $0,23 \%$  und maximal  $35,45 \%$ .

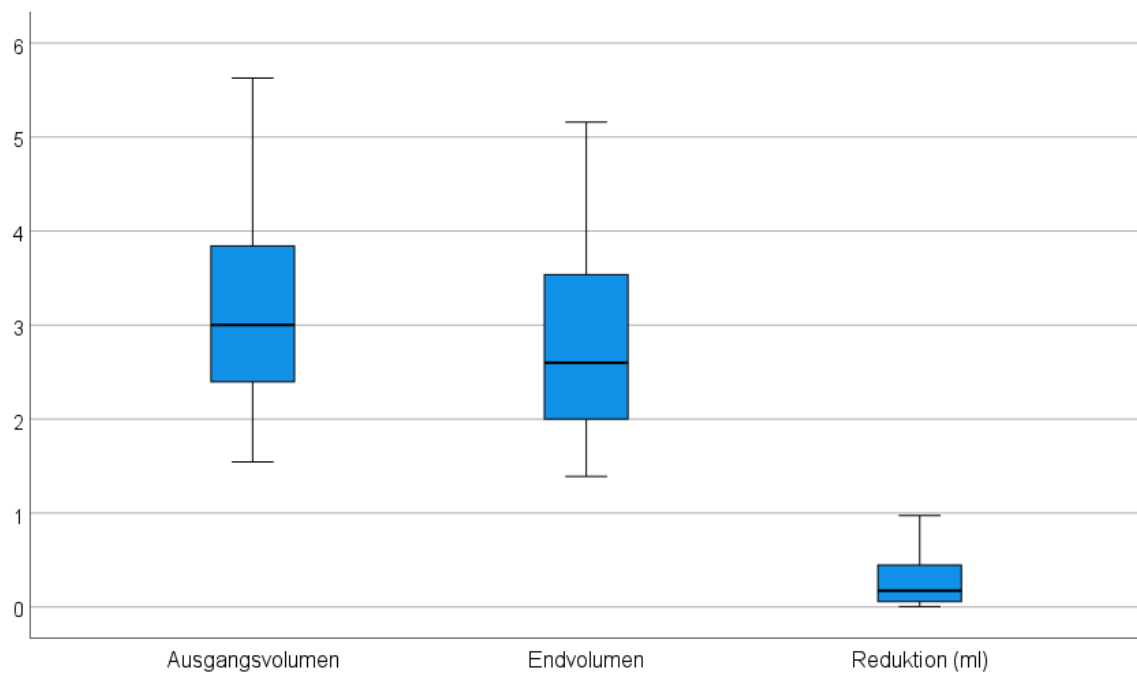


Abb. 23: Boxplot der Volumenreduktion

Die Abbildung 23 zeigt, anhand eines Boxplots, die Range der Ausgangs- und Endvolumina und die Reduktion nach der Einheilphase.

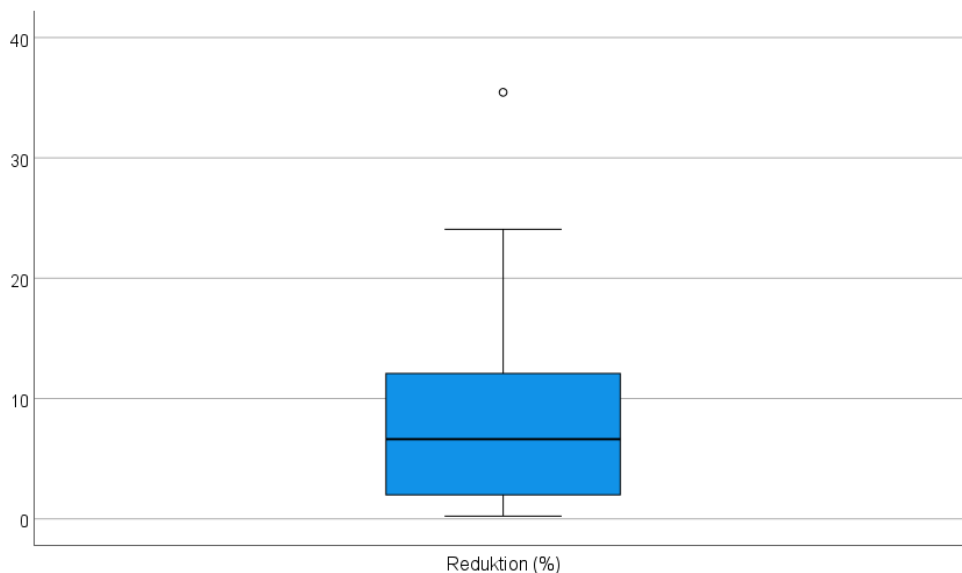


Abb. 24: Boxplot der Volumenreduktion in Prozent

Die Volumenreduktionen wurden anhand des Ausgangsvolumens prozentuiert und in Abbildung 24 in einem Boxplot dargestellt. Die Hälfte der Werte befindet sich zwischen zwei und

zwölf Prozent. Es ist ein Ausreißer mit 35 % Volumenschrumpfung vorhanden. Dieser könnte in Zusammenhang mit der Wahl des Augmentationsmaterials stehen.

### 3.4 Unterschiede zwischen xenogenen und alloplastischen Materialien

Durchschnittswerte	Ausgangsvolumen	Endvolumen	Differenz in ml	Reduktion in %
Xenogen	2,92	2,62	0,3	10,2
alloplastisch	3,17	2,91	0,26	8,1

*Tabelle 6: Unterscheidung des Ersatzmaterials*

Insgesamt wurden 11 Sinus Lifts mit xenogenem Knochenersatzmaterial und 17 mit alloplastischem Ersatzmaterial versorgt. Die obenstehende Tabelle zeigt, dass die Materialien annähernd ähnliche Werte für die durchschnittliche Volumenreduktion in Milliliter und in Prozent erreichen. Die Differenzen hinsichtlich Volumenreduktion sind mit 0,04 ml bzw. 2,1 % als gering zu erachten.

### 3.5 Zusammenhang zwischen Ausgangsvolumen und Volumenreduktion

Der Pearson Korrelationskoeffizient impliziert auf lineare Zusammenhänge zweier Variablen. Er bewegt sich zwischen -1 und 1. Dabei 1 steht für einen perfekten positiven linearen Zusammenhang, während -1 einen perfekten negativen Zusammenhang widerspiegelt.

Die Koeffizienten wurden für Ausgangsvolumen und Reduktion in Milliliter (ml), sowie Ausgangsvolumen und prozentuelle Volumenreduktion errechnet.

Ausgangsvolumen vs. Reduktion in ml:  $r = 0,298$

Ausgangsvolumen vs. Reduktion in %:  $r = 0,039$

Die Werte zeigen, dass die tatsächliche Volumenreduktion bei höherem Ausgangsvolumen auch höher zu sein scheint, während die prozentuelle Schrumpfung in keinem Zusammenhang mit dem Ausgangsvolumen steht.

### 3.6 Messdauer

	Min	Max	Mittelwert	Std.-Abweichung
Minuten	6,0	21,5	11,6	3,6

Tabelle 7: Messdauer in Minuten

Im Rahmen des zweiten Messdurchgangs wurde die Zeit für Registration und Segmentation pro Vergleichsmessung gemessen. Die schnellste Messung gelang in sechs Minuten und die längste in 21,5 Minuten. Durchschnittlich wurden pro Messung  $11,6 \pm 3,6$  Minuten benötigt.

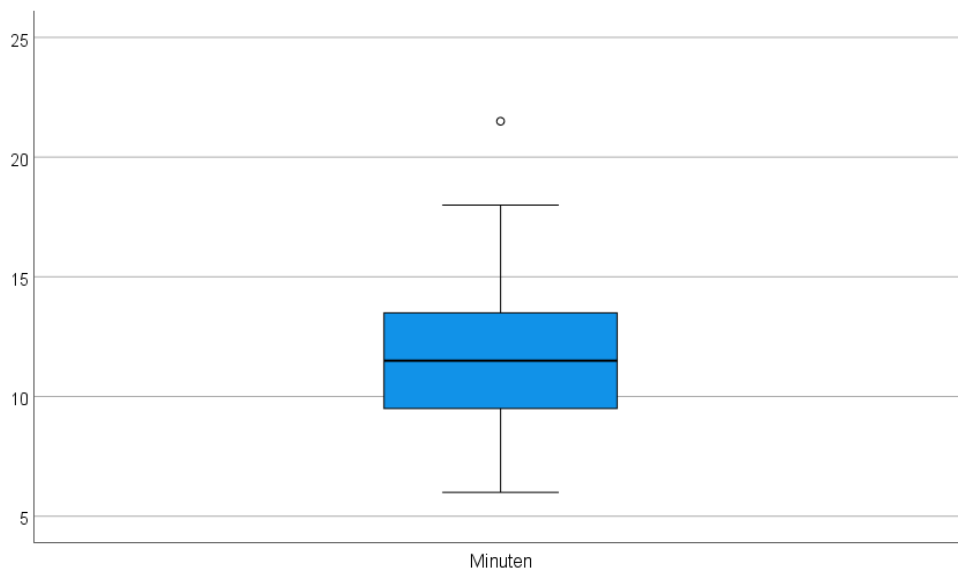


Abb. 25: Boxplot zur Messdauer

Im oben angeführten Boxplot (Abbildung 25) ist zu erkennen, dass es sich bei der längsten Messung mit 21,5 Minuten um einen Ausreißer handelt. Die meisten Messungen benötigten zwischen 9 und 14 Minuten.

## 4 Diskussion

Das Ziel dieser Studie war, das Ausmaß der Resorption von zweizeitigen Sinusaugmentaten, mittels eigens dafür programmierter semiautomatischer Software, zu ermitteln. An den 28 vermessenen Sinus maxillares beträgt die durchschnittliche Volumenreduktion 8,81 Prozent innerhalb der Einheilphase von ungefähr 6 Monaten. Da alle Messungen ein zweites Mal durchgeführt wurden und dabei einen ICC von nahezu 1 erreicht haben, ist von zuverlässigen Werten auszugehen. Die mögliche Volumenänderung des augmentierten Areals ist bereits präoperativ zu berücksichtigen, um im Hinblick auf die zukünftig geplante Implantation ein adäquates Knochenlager vorzufinden.

### 4.1 Resorption im Rahmen physiologischer Umbauprozesse

Das Augmentationsmaterial unterliegt dem humanen Metabolismus. Es ist davon auszugehen, dass alle Augmentationsmaterialien dem beschriebenen Metabolismus ausgesetzt sind und es durch resorptive Prozesse insgesamt zu einer Volumenschrumpfung des Augmentats im Sinus maxillaris kommt. In der Literatur wird, abhängig vom verwendeten Augmentationsmaterial, eine große Spanne an Volumenänderungen beschrieben. In der Studie von Mendes et al. wurden einige Knochenersatzmaterialien unterschiedlichen Ursprungs im halbjährigen Intervall, hinsichtlich Volumenreduktion verglichen. Die höchste Schrumpfung erreichte ein alloplastisches Material mit 44 %. Das stabilste Volumen erzielte ein xenogenes Material mit 6 % Volumenverlust. (Mendes et al., 2020; Nkenke & Stelzle, 2009)

Allen gemein ist eine Volumenschrumpfung aufgrund von Resorption des Augmentats im Sinus maxillaris. Wie in der Literatur dargelegt, kam es im Rahmen dieser Studie zu keinem Volumenzuwachs der Augmentation. Die Volumenschrumpfung nach ungefähr 6 Monaten bewegt sich in dieser Arbeit zwischen 0 % und 35 %, siehe Abbildung 24. Diese relative Änderung im Volumen befindet sich im Rahmen der zu vergleichenden Forschungsergebnisse, die sich zwischen 0 und 45 % bewegen. (Danesh-Sani et al., 2016; Kwon et al., 2019; Mendes et al., 2020)

## 4.2 Volumenänderung in Abhängigkeit des Augmentationsmaterials

In Kapitel 2.5.2.3 Augmentationsmaterialien wurden die verschiedenen Knochenersatzmaterialien bereits näher beschrieben. Sie unterscheiden sich prinzipiell in der Zusammensetzung und ihrer osteogenen Potenz. Autogener Knochen bildet aufgrund seiner starken Osteogenese immer noch den Gold-Standard in der augmentativen Chirurgie. (Precheur, 2007)

Dennoch ist dieser Gold-Standard im Rahmen von Sinusbodenaugmentationen heutzutage nicht immer das Material der ersten Wahl. Um autogenen Knochen zu gewinnen, bedarf es im Zuge der Sinusbodenelavation einer Entnahmestelle und somit einer zweiten Operationsstelle. Der Spenderknochen stammt zumeist aus der Mandibula, dem os Ilium oder der Tibia. Häufig kommt es postoperativ zur Morbidität an der Entnahmestelle. Dies reicht von Schmerzen und Schwellungen hin zu Ödemen, Frakturen und Infektionen im Wundbereich. (Kalk et al., 1996; Kühl et al., 2013; Nkenke & Stelzle, 2009)

Des Weiteren ist der autogene Knochen zunächst nicht vaskularisiert und im Zuge der Einheilphase sehr der Resorption ausgesetzt. Daraus resultiert eine starke Volumenänderung des augmentierten Areals. Dies bedeutet einen Volumenverlust von bis zu 45 % der Augmentation innerhalb der ersten 6 Monate. (Arasawa et al., 2012; Cosso et al., 2014; Danesh-Sani et al., 2016; Kühl et al., 2013; Pisoni et al., 2016; Sbordone et al., 2013, 2014; Shanbhag et al., 2014)

Bereits 1983 beschrieben Kent et al, dass eine Mischung von autogenem Knochen mit einem alloplastischen Knochenersatzmaterial zu einer verbesserten Langzeit-Volumenstabilität des Augmentats führt. (Kent et al., 1983; Tidwell et al., 1992)

In der Studie von Cosso et al wurde bei 10 PatientInnen im split-mouth design eine Sinusbodenelavation durchgeführt. Die eine Seite ist gänzlich mit autogenem Knochen augmentiert worden, während die andere Seite mit einer Mischung aus 80 % alloplastischen und 20 % autogenem Knochen aufgebaut wurde. Nach 6 Monaten ist in der autogenen Gruppe eine Volumenreduktion von bis zu 42 % nachgewiesen worden. In der anderen Gruppe betrug die Reduktion lediglich 25 %. (Cosso et al., 2014)

Wanschitz et al untersuchten die Volumenreduktion bei zweizeitigen Sinusbodenaugmentationen mit einem alloplastischen Hydroxylapatit. Innerhalb der ersten 6 Monate betrug die Volumenschrumpfung in 18 Fällen lediglich  $13,9\% \pm 1,9$ . (Wanschitz et al., 2006)

Die in dieser Studie verwendeten alloplastischen Materialien zeigen eine ähnlich geringe Volumenreduktionen. Im Durchschnitt liegt die Reduktion des Volumens unter 9 % und ist somit sehr volumenstabil.

Bezüglich der Volumen- und der Resorptionsstabilität weisen xenogene Augmentationsmaterialien auch sehr niedrigere Reduktionswerte auf. In einer Forschungsarbeit von Jensen et al, die sich auf die Verhältnisse der Zusammensetzung von xenogener deproteinisierter Matrix mit autogenem Knochen in Schweinen beschäftigt, wird mit zunehmender Menge an xenogenem Material eine niedrigere Volumenreduktion erreicht. (Jensen et al., 2012)

Auch Humanstudien bestätigen diese geringe Volumenreduktion bei Verwendung von xenogenem Knochenersatzmaterial. Kwon et al beschreiben beispielsweise keine signifikante Volumenänderung des Sinuslifts nach einer Periode von 4 bis 7 Monaten bei ausschließlicher Verwendung von xenogenem Bio-Oss® der Firma Geistlich. (Kwon et al., 2019)

Weiters wurden auch in dieser Arbeit sehr geringe Volumenreduktionen mit dem xenogenen Bio-Oss® erreicht. Im Schnitt liegt die Reduktion der gemessenen Sinuslifts innerhalb der ersten 6 Monate bei 10 %.

In der retrospektiven Untersuchung von Umanjec-Korac et al ist durchschnittlich mit 20 % Volumenreduktion nach 2 Jahren, unter Verwendung von bovinem Knochenersatzmaterial, zu rechnen. (Umanjec-Korac et al., 2014)

Allogene Materialien erhalten aufgrund der hohen osteokonduktiven Eigenschaften eine immer höhere Aufmerksamkeit in der dentalen Implantologie. In Sinusbodenaugmentationen erreichen allogene Materialien eine etwas höhere Volumenschrumpfung verglichen zu dem xenogenem Pendant. Allerdings ist die Voraussagbarkeit zur Volumenreduktion von diesen Sinusaugmentaten sehr schwer, da sie innerhalb von 6 – 12 Monaten Reduktionen von 18 % bis 41 % aufweisen. Im deutschsprachigen Raum wurde noch kein Fall von Krankheitsübertragung aufgrund von allogenen Knochenersatzmaterials berichtet. Allerdings ist es bei Fehlern im Rahmen des Sterilisierungsprozesses des Spenderknochens möglich und in größeren orthopädischen Eingriffen bereits dokumentiert. (Buck et al., 1989; Jeong & Lee, 2014; Kamm et al., 2015; Ng, 2012; Smeets & Kolk, 2016)

Im Hinblick auf die Ergebnisse dieser Studie mit geringer Volumenreduktionen von durchschnittlich 8,81 %, sind ausschließlich xenogene und alloplastische Knochenersatzmaterialien zum Einsatz gekommen.

Allerdings gibt es zwischen den alloplastischen Materialien bezüglich des Resorptionsverhaltens große Herstellerunterschiede. (Schwartz et al., 2007)

Im Fall des statistischen Ausreißers in Abbildung 24, wurde mit einem alloplastisches Knochenersatzmaterial augmentiert. Dies bestätigt die beschriebene Varianz der alloplastischen Materialien im Hinblick auf deren Resorptionsverhalten. In der Literatur wurde eine hohe Schwankungsbreite zur Resorption für Calciumphosphate beschrieben. Daraus lässt sich erschließen, dass die Möglichkeit besteht, dass es sich bei dem Ausreißer um ein auf Calciumphosphat basierendes Augmentationsmaterial handelt. (Zhao et al., 2021b)

Um diese Hypothese bestätigen zu können, bedarf es zusätzlicher patientInnenbezogener Informationen zum verwendeten Augmentationsmaterial.

Darüber hinaus stellen die geringe Fallzahl und der retrospektive Charakter dieser Studie eine Schwachstelle dar. Weitere prospektive Studien können, Unterschiede im resorptiven Verhalten und histologische Differenzen zwischen den Materialien evaluieren.

Allgemein lässt sich sagen, dass die hier verwendeten Materialien xenogener und alloplastischer Herkunft innerhalb des gemessenen Zeitraums eine überaus hohe Volumenstabilität haben und deren Volumenschrumpfung vernachlässigbar gering ausfällt.

### **4.3 Zeitaufwand je vermessenen Sinuslift**

Durchschnittlich betrug die Zeit zur Vergleichsmessung eines Falles 11,6 Minuten. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Daten bereits im korrekten MHD-Dateiformat umgewandelt wurden und der Untersucher bereits mit dem Programm vertraut ist. Eine Messung dauerte mit 21,5 Minuten überdurchschnittlich lange. Der Grund liegt hierbei an der Auflösung der CT-Aufnahme. Es war für die Software schwer, eine klare Grenze zwischen Augmentat und peripherem Knochen zu erkennen. Um eine suffiziente Segmentierung durchzuführen, war es nötig in mehreren axialen, sagittalen und horizontalen Einzelschichten diese Grenze einzuzichnen. Daraus resultierte auch eine vergleichsweise lange Bearbeitungszeit. Die restlichen Messungen haben zwischen 8 und 15 Minuten Zeit in Anspruch genommen.

In Vergleichsstudien wurden Messzeiten zum Vermessen der Sinusbodenaugmentate nicht näher beschrieben. Allerdings ist in einigen Studien die Messung der Volumina näher beschrieben. Zumeist ist in den Einzelschichten die horizontale Fläche des Sinuslifts vermessen worden. Mit der Schichtdicke multipliziert, ergab dies das Volumen des Einzelschnittbildes. Alle Volumina der Einzelschichten addiert ergeben das Gesamtvolumen des Sinuslifts. (Kirmeier et al., 2008; Sbordone et al., 2014; Umanjec-Korac et al., 2014)

Die Zeit zur Berechnung des Volumens wird sehr wahrscheinlich, aufgrund der Einzelschichtmessung, signifikant höher sein im Vergleich zur hier beschriebenen Messmethode. In dem Review von Wallner et al. sind frei erhältliche teilautomatisierte Vermessungsprogramme verglichen worden. Als Ausgangsreferenz sind 10 Unterkiefer in Einzelschnittbildern von 2 Untersuchern segmentiert worden. Die Zeit, die hierfür benötigt wurde, betrug 38 Minuten. Im Falle von Sinusaugmentaten, ist zu vermuten, dass das Vermessen in Einzelschichtaufnahmen eine ähnliche Zeit in Anspruch nimmt. Die getesteten Programme können eine Mandibula in durchschnittlich 10 Minuten segmentieren. Das Segmentieren der Mandibula ist für eine Software allerdings einfacher als die Segmentation eines Sinusaugmentats. Der Sinus-Graft steht in direktem Kontakt zum Eigenknochen mit einer ähnlichen Röntgenopazität wie er selbst, während die Mandibula interferenzfrei ohne direkter Lagebeziehung zu anderen knöchernen Strukturen segmentiert werden kann. (Wallner et al., 2019) In weiterführenden Arbeiten wäre es möglich, eine Vielzahl an Sinusbodenaugmentationen mit verschiedenen Knochenersatzmaterialien zu vergleichen. Auch im Hinblick auf die volumetrische Langzeitstabilität von Sinusaugmentaten auf einen Zeitraum über mehrere Jahre ließen sich durch Vergleiche Gemeinsamkeiten und Unterschiede erschließen.

## **5 Schlussfolgerung**

Die in dieser Studie untersuchten Sinusbodenaugmentationen zeigen über einen Zeitraum von 5-7 Monaten ein sehr stabiles Volumen. Es ist davon auszugehen, dass ein ausreichendes Knochenlager zur Implantatinsertion vorgefunden wird. Größere randomisierte, klinisch prospektive Studien sind erforderlich, um Vergleiche zwischen verschiedenen Knochenersatzmaterialien in Sinusbodenaugmentationen zu ziehen. Die vorgestellte Methode ist jedoch zuverlässig, besitzt eine hohe intraexaminer reliability und ist zudem zeitsparend.

## Literaturverzeichnis

- Aktuna Belgin, C., Colak, M., Adiguzel, O., Akkus, Z., & Orhan, K. (2019). Three-dimensional evaluation of maxillary sinus volume in different age and sex groups using CBCT. In *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. Springer Verlag.  
<https://doi.org/10.1007/s00405-019-05383-y>
- Albrektsson, T., & Johansson, C. (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal*, 10(0), S96–S101.  
<https://doi.org/10.1007/s005860100282>
- Alghamdi, H. (2018). Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 9(1), 7.  
<https://doi.org/10.3390/jfb9010007>
- Anderhuber, F., Pera, F., & Streicher, J. (2012). *Waldeyer-Anatomie des Menschen*.
- Arasawa, M., Oda, Y., Kobayashi, T., Uoshima, K., Nishiyama, H., Hoshina, H., & Saito, C. (2012). Evaluation of bone volume changes after sinus floor augmentation with autogenous bone grafts. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(7), 853–857. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.01.020>
- Araujo, M. G., Silva, C. O., Misawa, M., & Sukekava, F. (2015). *Alveolar socket healing: what can we learn?*
- Aremu, A. O., Brennan-Craddock, J. P. J., Panesar, A., Ashcroft, I. A., Hague, R. J. M., Wildman, R. D., & Tuck, C. (2017). A voxel-based method of constructing and skinning conformal and functionally graded lattice structures suitable for additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, 13, 1–13.  
<https://doi.org/10.1016/J.ADDMA.2016.10.006>
- Ariji, Y., Kuroki, T., Moriguchi, S., Ariji, E., & Kanda, S. (1994a). Age changes in the volume of the human maxillary sinus: a study using computed tomography. In *Dentomaxillofac. Radiol* (Vol. 23).
- Ariji, Y., Kuroki, T., Moriguchi, S., Ariji, E., & Kanda, S. (1994b). Age changes in the volume of the human maxillary sinus: a study using computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 23(3), 163–168.  
<https://doi.org/10.1259/dmfr.23.3.7835518>
- Balaji, S. (2013). Direct v/s Indirect sinus lift in maxillary dental implants. *Annals of Maxillofacial Surgery*, 3(2), 148. <https://doi.org/10.4103/2231-0746.119228>

- Bauer, T. W., & Muschler, G. F. (2000). Bone Graft Materials. In *CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH* Number (Vol. 371).
- Bergmann, F. (2012, January 18). *Herausnehmbar oder festsitzend? – ZWP online – das Nachrichtenportal für die Dentalbranche*. <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/implantologie/prothetik/herausnehmbar-oder-festsitzend>
- Bhalla, N., & Dym, H. (2021). Update on Maxillary Sinus Augmentation. *Dental Clinics of North America*, 65(1), 197–210. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2020.09.013>
- Bhatt, R. A., & Rozental, T. D. (2012). Bone Graft Substitutes. *Hand Clinics*, 28(4), 457–468. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2012.08.001>
- Boyne, P. J., & James, R. A. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association : 1965)*, 38(8), 613–616.
- Branemark, P.-I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), 399–410. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2)
- Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, Å. (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: *I. Experimental Studies*. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81–100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- Buck, B. E., Malinin, T. I., & Brown, M. D. (1989). Bone transplantation and human immunodeficiency virus. An estimate of risk of acquired immunodeficiency syndrome (AIDS). *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 240, 129–136.
- Carrao, V., & DeMatteis, I. (2015). Maxillary Sinus Bone Augmentation Techniques. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 27(2), 245–253. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2015.01.001>
- Cawood, J. I., & Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. In *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* (Vol. 17).
- Chrcanovic, B., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2017). Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(3), 219–237. <https://doi.org/10.11607/ijp.5142>
- Cosso, M. G., De Brito, R. B., Piattelli, A., Shibli, J. A., & Zenóbio, E. G. (2014). Volumetric dimensional changes of autogenous bone and the mixture of hydroxyapatite and autogenous bone graft in humans maxillary sinus augmentation. A multislice tomographic study. *Clinical Oral Implants Research*, 25(11), 1251–1256. <https://doi.org/10.1111/clr.12261>

- Danesh-Sani, S. A., Loomer, P. M., & Wallace, S. S. (2016). A comprehensive clinical review of maxillary sinus floor elevation: anatomy, techniques, biomaterials and complications. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *54*(7), 724–730.  
<https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.05.008>
- Davies, J. E. (1998). Mechanisms of endosseous integration. *The International Journal of Prosthodontics*, *11*(5), 391–401.
- Davies, J. E. (2003). Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of Dental Education*, *67*(8), 932–949.
- Fallschüssel, G. K. H. (1986). *Zahnärztliche Implantologie. Wissenschaft und Praxis*.
- Feller, L., Chandran, R., Khammissa, R. A. G., Meyerov, R., Jadwat, Y., Bouckaert, M., Schechter, I., & Lemmer, J. (2014). Osseointegration: biological events in relation to characteristics of the implant surface. *SADJ: Journal of the South African Dental Association = Tydskrif van Die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*, *69*(3), 112, 114–117.
- Götz, W., Hoffmann, J., & Stoya, G. (2015). Der Sinus maxillaris in der oralen Implantologie: Anatomie und Konsequenzen für die Implantatchirurgie. *Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 222–230.
- Gutwald, R., Gellrich, N.-C., & Schmelzeisen, R. (2019). *Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie* (3. Auflage).
- Hur, M.-S., Kim, J.-K., Hu, K.-S., Bae, H. E. K., Park, H.-S., & Kim, H.-J. (2009). Clinical Implications of the Topography and Distribution of the Posterior Superior Alveolar Artery. *Journal of Craniofacial Surgery*, *20*(2), 551–554.  
<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31819ba1c1>
- Jackowski Jochen, Hajo Peters, & Frank Hölzle. (2007). *Zahnärztliche Chirurgie*.
- Jensen, T., Schou, S., Svendsen, P. A., Forman, J. L., Gundersen, H. J. G., Terheyden, H., & Holmstrup, P. (2012). Volumetric changes of the graft after maxillary sinus floor augmentation with Bio-Oss and autogenous bone in different ratios: A radiographic study in minipigs. *Clinical Oral Implants Research*, *23*(8), 902–910.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02245.x>
- Jeong, T. M., & Lee, J. K. (2014). The Efficacy of the Graft Materials after Sinus Elevation: Retrospective Comparative Study Using Panoramic Radiography. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, *36*(4), 146–153.  
<https://doi.org/10.14402/jkamprs.2014.36.4.146>

- Jun, B. C., Song, S. W., Park, C. S., Lee, D. H., Cho, K. J., & Cho, J. H. (2005). The analysis of maxillary sinus aeration according to aging process; volume assessment by 3-dimensional reconstruction by high-resolutional CT scanning. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, *132*(3), 429–434. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2004.11.012>
- Kalk, W. W. I., Raghoebar, G. M., Jansma, J., & Boering, G. (1996). Morbidity from iliac crest bone harvesting. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *54*(12), 1424–1429. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(96\)90257-8](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(96)90257-8)
- Kamm, T., Kamm, S., & Heppt, W. (2015). Knochenersatzmaterialien zur Sinusbodenelevation. *HNO*, *63*(7), 481–488. <https://doi.org/10.1007/s00106-015-0031-8>
- Kao, D. W. K. (2014). *Clinical Maxillary Sinus Elevation Surgery*. John Wiley & Sons. <https://doi.org/10.1002/9781118871331>
- Kao, S. T., & Scott, D. D. (2007). A Review of Bone Substitutes. In *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America* (Vol. 19, Issue 4, pp. 513–521). <https://doi.org/10.1016/j.coms.2007.06.002>
- Kent, J. N., Quinn, J. H., Zide, M. F., Guerra, L. R., & Boyne, P. J. (1983). Alveolar ridge augmentation using nonresorbable hydroxylapatite with or without autogenous cancellous bone. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *41*(10), 629–642. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(83\)90016-2](https://doi.org/10.1016/0278-2391(83)90016-2)
- Kirmeier, R., Payer, M., Wehrsuetz, M., Jakse, N., Platzer, S., & Lorenzoni, M. (2008). Evaluation of three-dimensional changes after sinus floor augmentation with different grafting materials. *Clinical Oral Implants Research*, *19*(4), 366–372. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01487.x>
- Kqiku, L., Biblekaj, R., Weiglein, A. H., Kqiku, X., & Städtler, P. (2013). Arterial blood architecture of the maxillary sinus in dentate specimens. *Croatian Medical Journal*, *54*(2), 180–184. <https://doi.org/10.3325/cmj.2013.54.180>
- Kühl, S., Brochhausen, C., Götz, H., Filippi, A., Payer, M., d’Hoedt, B., & Kreisler, M. (2013). The influence of bone substitute materials on the bone volume after maxillary sinus augmentation: A microcomputerized tomography study. *Clinical Oral Investigations*, *17*(2), 543–551. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0732-2>
- Kwon, J. J., Hwang, J. J., Kim, Y. D., Shin, S. H., Cho, B. H., & Lee, J. Y. (2019). Automatic three-dimensional analysis of bone volume and quality change after maxillary sinus augmentation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *21*(6), 1148–1155. <https://doi.org/10.1111/cid.12853>
- Lüllmann-Rauch, R., & Asan, E. (2019). *Taschenlehrbuch Histologie*.

- MacDonald, D. (2017). Cone-beam computed tomography and the dentist. In *Journal of investigative and clinical dentistry* (Vol. 8, Issue 1).  
<https://doi.org/10.1111/jicd.12178>
- Mendes, L. D., Bustamante, R. P. C., Vidigal, B. C. L., Favato, M. N., Manzi, F. R., Cosso, M. G., & Zenóbio, E. G. (2020). Effect of amount of biomaterial used for maxillary sinus lift on volume maintenance of grafts. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(9), e830–e837. <https://doi.org/10.4317/jced.56315>
- Miracle, A. C., & Mukherji, S. K. (2009). Conebeam CT of the head and neck, part 1: Physical principles. *American Journal of Neuroradiology*, 30(6), 1088–1095.  
<https://doi.org/10.3174/ajnr.A1653>
- Nasseh, I., & Al-Rawi, W. (2018). Cone Beam Computed Tomography. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 62, Issue 3, pp. 361–391). W.B. Saunders.  
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.03.002>
- Neukam, F. W., & Esser, E. (2000). Implantologie. *Mund-, Kiefer- Und Gesichtschirurgie*, 4(S1), S249–S256. <https://doi.org/10.1007/PL00014546>
- Ng, V. Y. (2012). Risk of Disease Transmission With Bone Allograft. *Orthopedics*, 35(8), 679–681. <https://doi.org/10.3928/01477447-20120725-04>
- Nkenke, E., & Stelzle, F. (2009). Clinical outcomes of sinus floor augmentation for implant placement using autogenous bone or bone substitutes: A systematic review. In *Clinical Oral Implants Research* (Vol. 20, Issue SUPPL. 4, pp. 124–133).  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01776.x>
- Pal, U., Sharma, N., Singh, R., Singh, N., Mahammad, S., Mandhyan, D., & Mehrotra, D. (2012). Direct vs. indirect sinus lift procedure: A comparison. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 3(1), 31. <https://doi.org/10.4103/0975-5950.102148>
- Pietrokovski, J. (1975). *The bony residual ridge in man*.
- Pikos, M. A., & Miron, R. J. (Richard J. (2019). *Bone augmentation in implant dentistry*.
- Pisoni, L., Lucchi, A., Persia, M., Marchi, O., Ordesi, P., & Siervo, S. (2016). Sinus lift: 3 years follow up comparing autogenous bone block versus autogenous particulated grafts. *Journal of Dental Sciences*, 11(3), 231–237.  
<https://doi.org/10.1016/j.jds.2015.10.007>
- Precheur, H. V. (2007). Bone Graft Materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 729–746. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.004>

- Rosano, G., Taschieri, S., Gaudy, J. F., Weinstein, T., & Del Fabbro, M. (2011). Maxillary sinus vascular anatomy and its relation to sinus lift surgery. *Clinical Oral Implants Research*, 22(7), 711–715. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02045.x>
- Sbordone, C., Toti, P., Guidetti, F., Califano, L., Bufo, P., & Sbordone, L. (2013). Volume changes of autogenous bone after sinus lifting and grafting procedures: A 6-year computerized tomographic follow-up. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 41(3), 235–241. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2012.09.007>
- Sbordone, C., Toti, P., Guidetti, F., Califano, L., Pannone, G., & Sbordone, L. (2014). Volumetric changes after sinus augmentation using blocks of autogenous iliac bone or freeze-dried allogeneic bone. A non-randomized study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42(2), 113–118. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.03.004>
- Scarano, A., Degidi, M., Iezzi, G., Pecora, G., Piattelli, M., Orsini, G., Caputi, S., Perrotti, V., Mangano, C., & Piattelli, A. (2006). Maxillary sinus augmentation with different biomaterials: A comparative histologic and histomorphometric study in man. *Implant Dentistry*, 15(2), 197–207. <https://doi.org/10.1097/01.id.0000220120.54308.f3>
- Schatzker, J. (1995). Osseointegration of metal. *Canadian Journal of Surgery. Journal Canadien de Chirurgie*, 38 Suppl 1, S49-54.
- Schwartz, Z., Goldstein, M., Raviv, E., Hirsch, A., Ranly, D. M., & Boyan, B. D. (2007). Clinical evaluation of demineralized bone allograft in a hyaluronic acid carrier for sinus lift augmentation in humans: a computed tomography and histomorphometric study. *Clinical Oral Implants Research*, 18(2), 204–211. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01303.x>
- Shanbhag, S., Shanbhag, V., & Stavropoulos, A. (2014). Volume Changes of Maxillary Sinus Augmentations over Time: A Systematic Review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4), 881–892. <https://doi.org/10.11607/jomi.3472>
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420–428. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>
- Singh, A. V. (2013). *Clinical Implantology*. Reed Elsevier India Private Limited.
- Smeets, R., & Kolk, A. (2016, March 10). *Osteokonduktive und -induktive Knochenersatzmaterialien | Fachgebiete | ZMK-aktuell.de*. [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/osteokonduktive-und--induktive-knochenersatzmaterialien\\_\\_271.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/osteokonduktive-und--induktive-knochenersatzmaterialien__271.html)

- Stern, A., & Green, J. (2012). Sinus Lift Procedures: An Overview of Current Techniques. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 56, Issue 1, pp. 219–233).  
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.09.003>
- Tatum, H. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*, 30(2), 207–229.
- Tidwell, John K., Blijdorp, P. A., W Stoelinga, P. J., Brouns, J. B., Hinderks, F., Tidwell, J. K., Blijdorp, P. A., W Stoelinga, P. J., Brouns, J. B., & Hinderks, E. (1992). Composite grafting of the maxillary sinus for placement of endosteal implants A preliminary report of 48 patients Trauma; oral surgery Composite grafting of the maxillary sinus for placement of endosteal implants. A preliminary report of 48 patients. In *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* (Vol. 21).
- Umanjec-Korac, S., Wu, G., Hassan, B., Liu, Y., & Wismeijer, D. (2014). A retrospective analysis of the resorption rate of deproteinized bovine bone as maxillary sinus graft material on cone beam computed tomography. *Clinical Oral Implants Research*, 25(7), 781–785. <https://doi.org/10.1111/clr.12174>
- Velasco-Torres, M., Padial-Molina, M., Avila-Ortiz, G., García-Delgado, R., O’Valle, F., Catena, A., & Galindo-Moreno, P. (2017). Maxillary Sinus Dimensions Decrease as Age and Tooth Loss Increase. *Implant Dentistry*, 26(2), 288–295.  
<https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000551>
- von Schulthess, G. K. (2017). Röntgen-Computertomographie (CT). In *Röntgen, Computertomografie & Co.* (pp. 13–23). Springer Berlin Heidelberg.  
[https://doi.org/10.1007/978-3-662-53931-6\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-662-53931-6_3)
- Wallner, J., Schwaiger, M., Hohegger, K., Gsaxner, C., Zemann, W., & Egger, J. (2019). A review on multiplatform evaluations of semi-automatic open-source based image segmentation for cranio-maxillofacial surgery. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 182, 105102. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105102>
- Wanschitz, F., Figl, M., Wagner, A., & Rolf, E. (2006). Measurement of volume changes after sinus floor augmentation with a phylogenetic hydroxyapatite. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(3), 433–438.
- Welsch, U. 1940-, & Sobotta, J. 1869-1945. (2006). *Lehrbuch Histologie Zytologie, Histologie, mikroskopische Anatomie ; mit 21 Tabellen* (2nd ed.).
- Whyte, A., & Boeddinghaus, R. (2019). The maxillary sinus: Physiology, development and imaging anatomy. *Dentomaxillofacial Radiology*, 48(8).  
<https://doi.org/10.1259/dmfr.20190205>

- Wolff, J. (1999). *Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumen-Tomographie in der implantologischen Diagnostik*. <https://doi.org/0.1016/j.cden.2018.03.002>
- Zhao, R., Yang, R., Cooper, P. R., Khurshid, Z., Shavandi, A., & Ratnayake, J. (2021a). Bone grafts and substitutes in dentistry: A review of current trends and developments. In *Molecules* (Vol. 26, Issue 10). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/molecules26103007>
- Zhao, R., Yang, R., Cooper, P. R., Khurshid, Z., Shavandi, A., & Ratnayake, J. (2021b). Bone Grafts and Substitutes in Dentistry: A Review of Current Trends and Developments. *Molecules*, 26(10), 3007. <https://doi.org/10.3390/molecules26103007>