
Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kiefergesundheit
der Universität Würzburg

Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Gabriel Krastl

**Einfluss von Tenting Screws auf die bukkale
Volumenstabilität nach Augmentation mit zwei
verschiedenen Kollagenmembranen
- ein in vitro Versuch im Schweinekiefer**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Sophia Ellen Lux

aus Neumarkt

Würzburg, Mai 2020

Referent: Prof. Dr. med. dent. Stefan Fickl
Korreferent: Prof. Dr. med dent. Marc Schmitter
Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 25. Februar 2021

Die Promovendin ist Zahnärztin

Meinen Eltern und Großeltern,
die mich immer unterstützen.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

ABBILDUNG 1:	ATROPHIE DES KIEFERKAMMS NACH ZAHNVERLUST MIT VERLAGERUNG DER KIEFERKAMMMITTE NACH ORAL	2
ABBILDUNG 2:	VERÄNDERUNG DER BUKKALEN KNOCHENWAND.....	4
ABBILDUNG 3:	KIEFER 5, EINFACHE MARKIERUNG FÜR DEN 3. UND DOPPELTE MARKIERUNG FÜR DEN 4. QUADRANTEN	16
ABBILDUNG 4:	KIEFER 6, DEFEXT IM 4. QUADRANTEN.....	17
ABBILDUNG 5:	BIO-GIDE® MEMBRAN DER FIRMA GEISTLICH.....	18
ABBILDUNG 6:	OSSIX® PLUS MEMBRAN DER FIRMA REGEDENT.....	19
ABBILDUNG 7:	TENTING SCREW DER FIRMA MEISINGER IN DER LÄNGE 13 MM.....	20
ABBILDUNG 8:	THE GRAFT DER FIRMA REGEDENT	21
ABBILDUNG 9:	NAHTMATERIAL SERALENE 6-0 DER FIRMA SERAG WIESSNER MIT EINER DS-12-NADEL	22
ABBILDUNG 10:	3D-MODELLE DER AUGMENTATE UND DES REFERENZIMPLANTATS IN DER FRONT IM PROGRAMM 3D-SLICER.....	24
ABBILDUNG 11:	REFERENZIMPLANTATE IM DVT-BILD DES KIEFERS 4 VOR AUGMENTATION	26
ABBILDUNG 12:	KIEFER 4, KRESTALE POSITON DER TENTING SCREW IM DEFEXT DES 3. QUADRANTEN.....	27
ABBILDUNG 13:	KIEFER 6, TENTING SCREW MIT KEM GETRÄNKT IN BARIUMSULFAT	28
ABBILDUNG 14:	AUGMENTATION MIT DER BIO-GIDE® (A UND B) UND DER OSSIX® PLUS MEMBRAN (C UND D).....	29
ABBILDUNG 15:	KIEFER 2, NAHTVERSCHLUSS NACH DER 2. OPERATION IM 4. QUADRANTEN	30
ABBILDUNG 16:	KIEFER 3, OPTISCHER SCAN NACH NAHTVERSCHLUSS.....	31
ABBILDUNG 17:	ÜBERLAGERTE KIEFERABSCHNITTE MIT VOLUMENVERGLEICH VON VOR UND NACH AUGMENTATION IM FALSCHFARBENBILD	36
ABBILDUNG 18:	MARKIERUNG EINZELNER SCHNITTBILDER MIT KONSTRUKTION EINES 3D- KÖRPERS.....	38
ABBILDUNG 19:	DREIDIMENSIONAL KONSTRUIERTE VOLUMENKÖRPER VON AUGMENTATEN UND REFERENZIMPLANTATEN	39
ABBILDUNG 20:	ÜBERLAGERUNG (C) DER AUGMENTATE VOR NAHT (B) UND NACH NAHT (A) UND DER REFERENZIMPLANTATE.	40
ABBILDUNG 21:	DARSTELLUNG DER VOLUMENABWEICHUNG DER ÜBERLAGERTEN AUGMENTATE VOR UND NACH NAHTVERSCHLUSS ALS MITTELWERT IM FALSCHFARBENBILD.....	41
ABBILDUNG 22:	UNTERTEILUNG DES AUGMENTATS IN DREI SEGMENTE: „KRESTAL“, „MITTIG“ UND „APIKAL“	42
ABBILDUNG 23:	GRAPHISCHE DARSTELLUNG DES VESTIBULÄREN VOLUMENUNTERSCHIEDS IN DEN STL-DATEN IM VERGLEICH VON AUSGANGSSITUATION UND DER SITUATION NACH NAHTVERSCHLUSS.	49
ABBILDUNG 24:	GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER ERGEBNISWERTE AUS DEN DICOM-DATEN	55
ABBILDUNG 25:	GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER ERGEBNISWERTE IM VERGLEICH VON VOR UND NACH NAHTVERSCHLUSS UND EINTEILUNG DER VESTIBULÄREN AUGMENTATFLÄCHE (C-M-A) DURCH DRITTELUNG IN EIN KRESTALES (C), MITTLERES (M) UND APIKALES (A) SEGMENT.	67

TABELLENVERZEICHNIS

TABELLE 1:	BEGRIFFSERLÄUTERUNG VON BIOKOMPATIBILITÄT, OSTEOKONDUKTIVITÄT UND BIODEGRADATION	5
TABELLE 2:	VERSCHIEDENE HERKUNFTSMÖGLICHKEITEN VON KEM MIT BEISPIELEN	7
TABELLE 3:	VERWENDETE MEMBRANEN IN DER AUGMENTATION NACH DER GBR-METHODE	9
TABELLE 4:	ZAHNSCHEMATA DES HAUSSCHWEINS MIT MILCHGEBISS UND BLEIBENDEM GEBISS	16
TABELLE 5:	ABLAUF DER ARBEITSSCHRITTE GEMÄß DES OPERATIONSPROTOKOLLS	32
TABELLE 6:	VERTEILUNG DER MEMBRANEN UND TENTING SCREWS, MIT „X“ MARKIERT DIE QUADRANTEN MIT TENTING SCREW	34
TABELLE 7:	VESTIBULÄRE VOLUMENABWEICHUNG IN DEN STL-DATEN IM VERGLEICH VON AUSGANGSSITUATION UND DER SITUATION NACH NAHT	46
TABELLE 8:	AUFTEILUNG DER WERTE IN VIER VERSCHIEDENE UNTERSUCHUNGSGRUPPEN: „OSSIX“, „OSSIXS“, „BIOG“ UND „BIOGS“	48
TABELLE 9:	STATISTISCHE AUSWERTUNG DER STL-DATEN	50
TABELLE 10:	WERTE DER VESTIBULÄREN ABWEICHUNG NACH VERGLEICH DER SITUATION VOR UND NACH NAHT MIT DEM PROGRAMM GOM INSPECT 2018	52
TABELLE 11:	DARSTELLUNG DER VOLUMENÄNDERUNG IN DEN VIER UNTERSUCHUNGSGRUPPEN IN MILLIMETER	53
TABELLE 12:	STATISTISCHE AUSWERTUNG DER DICOM-DATEN	56
TABELLE 13:	WERTE DER VESTIBULÄREN ABWEICHUNG NACH EINTEILUNG DES AUGMENTATBEREICHS IN EINEN KRESTALEN, MITTLEREN UND APIKALEN ANTEIL	58
TABELLE 14:	ERGEBNISWERTE NACH DRITTELUNG DER VESTIBULÄREN AUGMENTATFLÄCHE	59
TABELLE 15:	ERGEBNISWERTE NACH DRITTELUNG DER VESTIBULÄREN AUGMENTATFLÄCHE: ZUORDNUNG ZU DEN 16 VERSCHIEDENEN UNTERSUCHUNGSGRUPPEN	62
TABELLE 16:	STATISTISCHE AUSWERTUNG DER 16 VERSCHIEDENEN GRUPPEN DER GEDRITTELTEN VESTIBULÄREN AUGMENTATFLÄCHE	64
TABELLE 17:	AUFLISTUNG DER SIGNIFIKANTEN UND NICHT SIGNIFIKANTEN LAGE-UNTERSCHIEDE AUS TABELLE 15 IN BEZUG AUF DIE UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN AUGMENTATBEREICHEN „KRESTAL“, „MITTIG“ UND „APIKAL“	65
TABELLE 18:	AUFLISTUNG DER SIGNIFIKANTEN UND NICHT SIGNIFIKANTEN LAGE-UNTERSCHIEDE AUS TABELLE 15 IN BEZUG AUF DIE AUSWIRKUNG DES VORHANDENSEINS EINER TENTING SCREW AUF DIE AUGMENTATBEREICHE „KRESTAL“, „MITTIG“ UND „APIKAL“	65
TABELLE 19:	AUFLISTUNG DER SIGNIFIKANTEN UND NICHT SIGNIFIKANTEN LAGE-UNTERSCHIEDE AUS TABELLE 15 IN BEZUG AUF DIE VERWENDUNG DER BEIDEN VERSCHIEDENEN MEMBRANEN (OSSIX® PLUS UND BIO-GIDE®) AUF DIE AUGMENTATBEREICHE „KRESTAL“, „MITTIG“ UND „APIKAL“	66
TABELLE 20:	VERGLEICH DER VESTIBULÄREN VOLUMENVERLUSTE BEI EINSATZ VERSCHIEDENER AUGMENTATIONSTECHIKEN IN DEN PUBLIKATIONEN VON MIR MARI (2016) UND MERTENS (2019) MIT DEN GEMESSENEN WERTEN AUS TABELLE 14 A).	69

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

BioG	Bio-Gide® Membran
BioGS	Bio-Gide® Membran mit Schraube
DBBM	deproteinized bovine bone mineral (deproteinisiertes Rinderknochenmineral)
DMS	Deutsche Mundgesundheitsstudie
GBR	Guided Bone Regeneration
GTR	Guided Tissue Regeneration
KEM	Knochenersatzmaterial
Ossix	Ossix® Plus Membran
OssixS	Ossix® Plus Membran mit Schraube
PTFE	Polytetrafluoroethylen
PVDF	Polyvinylidenfluorid

INHALTSVERZEICHNIS

ABBILDUNGSVERZEICHNIS	I
TABELLENVERZEICHNIS	II
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	III
1 EINLEITUNG	1
1.1 DIE BUKKALE LAMELLE	2
1.2 AUGMENTATIONSTECHNIKEN	5
1.2.1 <i>Autologes Knochentransplantat</i>	6
1.2.2 <i>Guided Bone Regeneration (GBR)</i>	8
1.2.3 <i>Modifikationen der GBR: die Tent Pole-Technik</i>	11
1.3 ZIEL DER UNTERSUCHUNG	14
2 MATERIAL UND METHODEN	15
2.1 UNTERSUCHUNGSaufbau	15
2.2 PRÄPARATE	15
2.2.1 <i>Schweineunterkiefer</i>	15
2.2.2 <i>Defektpräparation</i>	16
2.3 MATERIALIEN	18
2.3.1 <i>Bio-Gide® Membran</i>	18
2.3.2 <i>Ossix® Plus Membran</i>	19
2.3.3 <i>Tenting Screw</i>	20
2.3.4 <i>Knochenersatzmaterial - The Graft</i>	21
2.3.5 <i>Nahtmaterial</i>	22
2.4 VERWENDETE GERÄTE UND PROGRAMME	23
2.5 OPERATIONSprotokoll	26
2.6 Einteilung der Untersuchungsgruppen	33
2.6.1 <i>Verteilung der Tenting Screws und Membranen</i>	33
2.6.2 <i>Benennung der verschiedenen Untersuchungsgruppen</i>	33
2.7 AUSWERTUNG DER STL-DATEN	35
2.8 AUSWERTUNG DER DICOM-DATEN	37
2.8.1 <i>Segmentierung der Augmentate und Referenzimplantate</i>	37
2.8.2 <i>Überlagerung der segmentierten DICOM-Daten</i>	39
2.9 STATISTISCHE AUSWERTUNG	43

3	ERGEBNISSE	45
3.1	AUSWERTUNG DER STL-DATEN: BUKKALE VOLUMENUNTERSCHIEDE IM VERGLEICH VON AUSGANGSSITUATION UND DER SITUATION NACH NAHT	45
3.1.1	<i>Ermittlung der vestibulären Volumenabweichung nach Naht im Vergleich zur Ausgangssituation vor Augmentation.....</i>	<i>45</i>
3.1.2	<i>Einfluss der Tenting Screw und der verwendeten Membran auf die Volumenstabilität in der STL-Auswertung.....</i>	<i>47</i>
3.1.3	<i>Statistische Auswertung der STL-Daten: vestibuläre Volumenunterschiede im Vergleich von Ausgangssituation und der Situation nach Nahtverschluss.....</i>	<i>50</i>
3.2	AUSWERTUNG DER DICOM-DATEN: BUKKALE VOLUMENUNTERSCHIEDE IM VERGLEICH DER SITUATION VOR UND NACH NAHTVERSCHLUSS	51
3.2.1	<i>Ermittlung der vestibulären Volumenänderung nach Nahtverschluss im Vergleich zur Situation vor Naht</i>	<i>51</i>
3.2.2	<i>Einfluss der Tenting Screw und der verwendeten Membran auf die Volumenstabilität in der DICOM-Auswertung.....</i>	<i>53</i>
3.2.3	<i>Statistische Auswertung der DICOM-Daten: Signifikanz des bukkalen Volumenunterschieds im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss.....</i>	<i>56</i>
3.2.4	<i>Bukkale Volumenunterschiede im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss in verschiedenen Bereichen der vestibulären Augmentatfläche</i>	<i>57</i>
3.2.5	<i>Einfluss der Lage der Osteosyntheseschraube auf die Volumenänderungen im krestalen, mittleren und apikalen Augmentatbereich.....</i>	<i>59</i>
3.2.6	<i>Statistische Signifikanz der Unterschiede zwischen den Augmentatsegmenten „krestal“, „mittig“ und „apikal“ unter Berücksichtigung der verwendeten Membran und der angewandten Augmentationstechnik</i>	<i>63</i>
4	DISKUSSION	68
5	ZUSAMMENFASSUNG	75
6	VERÖFFENTLICHUNG.....	78
7	LITERATURVERZEICHNIS.....	79
	LEBENS LAUF	
	DANKSAGUNG	

1 Einleitung

Vor 60 Jahren wurde sich erstmals wissenschaftlich mit den Folgen des Zahnverlustes auseinandergesetzt. Die gewonnenen Daten zeigten den Einfluss des Durchbruchs oder Vorhandensein eines Zahnes auf das umliegende Parodont und Hartgewebe (Tallgren 1972, Marks 1995, Marks and Schroeder 1996). Vor allem der Verlust eines Zahnes wirkt sich auf die umliegenden Gewebe aus. Dies äußert sich zum einen in einer Atrophie des parodontalen Faserapparates (Cohn 1966, Schropp, Wenzel et al. 2003) und zum anderen in einem Dimensionsverlust des umliegenden Knochens und Weichgewebes (Schropp, Wenzel et al. 2003, Araujo and Lindhe 2005). Dabei ist der zu beobachtende Volumenverlust des Knochens in den ersten 3 bis 6 Monaten am größten (Araujo and Lindhe 2005, Tan, Wong et al. 2012).

Laut der 5. Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS V) von 2014 hat sich die Zahnlosigkeit in Deutschland im Vergleich zur DMS III von 1997 halbiert (BZÄK 2016). Trotz modernster zahnmedizinischer Entwicklungen führen parodontale Erkrankungen, ausgedehnte kariöse Läsionen, Zahnfrakturen, Traumata und endodontische Misserfolge (Tan, Wong et al. 2012) zu einem durchschnittlichen Verlust von einem Zahn pro 2,5 Jahre bei Erwachsenen (DGZMK 2010). Gleichzeitig ist eine Tendenz zu vermehrt festsitzendem Zahnersatz zu verzeichnen (BZÄK 2016). Der Grund hierfür liegt in den in den letzten Jahren gestiegenen Ansprüchen an die Ästhetik (Tan, Wong et al. 2012). Gerade bei Einzelzahnlücken oder vollständiger Zahnlosigkeit sind Implantate eine elegante Lösung zur Wiederherstellung der Kaufunktion. Daher verwundert es nicht, dass sich die Zahl der Implantationen pro Jahr in Deutschland in den letzten 20 Jahren geschätzt fast vervierfacht hat (DGI 2018). Da bei Zahnverlust nach wie vor mit Hart- und Weichgewebsschwund gerechnet werden muss, sollte die Erhaltung beziehungsweise Schaffung eines optimalen Implantatbettes im Fokus der rekonstruktiven Zahnmedizin stehen.

1.1 Die bukkale Lamelle

Bei genauerer Betrachtung des zirkulären Knochenabbaus um eine Extraktionsalveole fällt ein Unterschied zwischen dem vertikalen und dem horizontalen, sowie dem vestibulären und dem oralen Ausmaß an Hartgewebsverlust auf. Dabei kommt es in den ersten 3 bis 6 Monaten nach Zahnverlust zu einem signifikanten Volumenschwund in der horizontalen Dimension des Kieferkammes um 29 – 63%, wohingegen das vertikale Volumen nur 11 – 22% an Hartgewebe in diesem Zeitraum einbüßt (Schropp, Wenzel et al. 2003, Araujo and Lindhe 2005, Tan, Wong et al. 2012). Erheblich größere Knochenverluste sind zudem im vestibulären Anteil des Kieferkammes (56%) als im oralen Anteil (30%) zu verzeichnen. Im Zuge dessen kommt es sowohl zu einer Verlagerung der Kieferkammlinie nach oral (Botticelli, Berglundh et al. 2004), als auch zu einer Verschmälerung des Alveolarkammes.

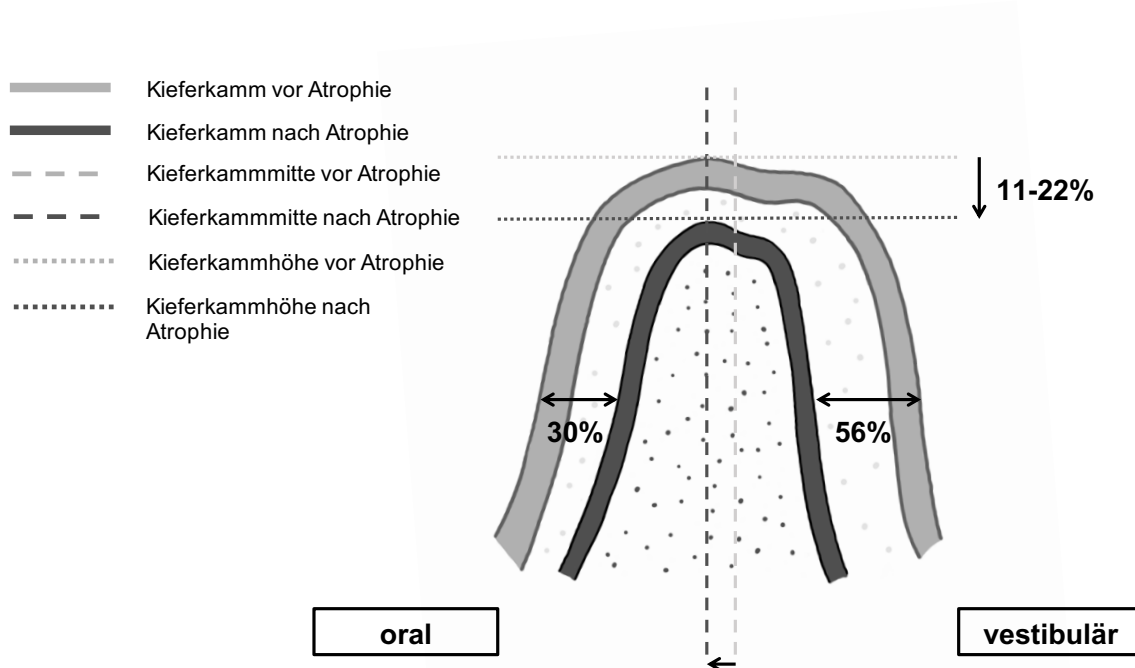


Abbildung 1:

Atrophie des Kieferkammes nach Zahnverlust mit Verlagerung der Kieferkammmitte nach oral

Quelle: eigene Grafik

Bei Einzelzahnextraktion in geschlossener Zahnreihe entsteht häufig ein dreiwandiger Knochendefekt mit fehlender bukkaler Lamelle (Donos, Mardas et al. 2008, Mertens, Braun et al. 2019).

Ursächlich kann die physiologisch relativ geringe Dicke der bukkalen Lamelle von weniger als 1 mm sein. Speziell im ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich (Sanz, Cecchinato et al. 2010) begünstigt eine Fraktur der bukkalen Lamelle im Zuge einer Extraktion oder in Verbindung mit Frontzahntraumata die Umbauprozesse stark negativ. Auch eine plastische Deckung der Extraktionsalveole mit Deperiostisierung und Excochleation (*Abb. 2*) führt zu vermehrten Volumenveränderungen in der vertikalen und vor allem in der horizontalen Dimension (Fickl, Zuhr et al. 2008). Beträgt die Dicke der bukkalen Knochenlamelle weniger als 2 mm, ist deren Stabilität reduziert (Chappuis, Rahman et al. 2018). Nicht zu vernachlässigen sind auch die zunehmenden kieferorthopädischen Korrekturen von Zahnfehlstellungen. Dabei werden nicht selten Engstände durch Zahnbogenerweiterung aufgelöst (Weinberg and Sadowsky 1996). Als Folge der zentrifugalen Expansion kann es zu einer bukkalen Knochendehiszenz kommen (Thilander, Nyman et al. 1983, Corbridge, Campbell et al. 2011).

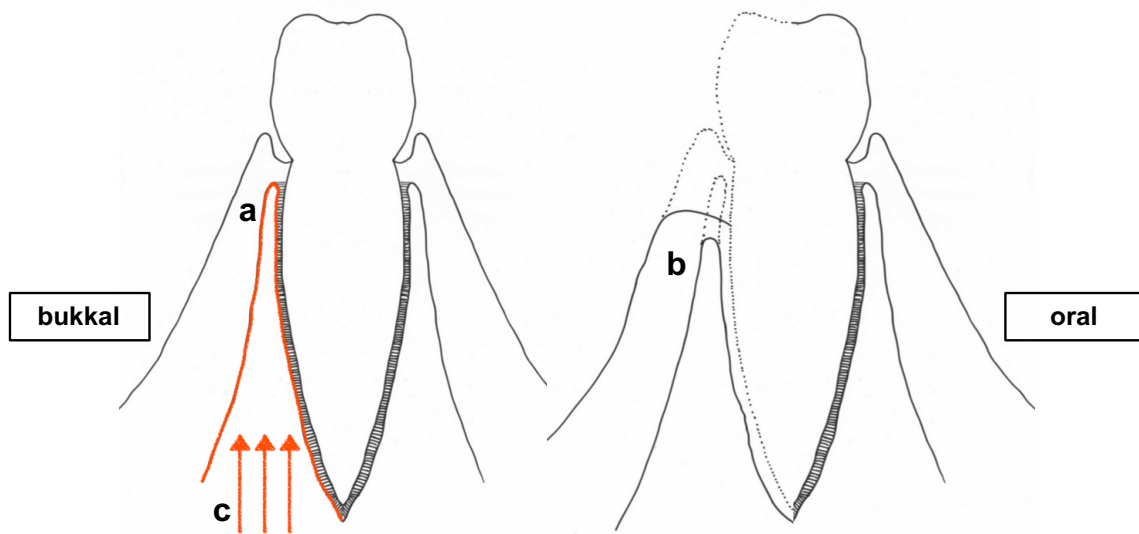


Abbildung 2: *Veränderung der bukkalen Knochenwand*

- a* bukkale Kontur vor Extraktion/Deperiostisierung (bukkal/Alveole)
- b* bukkale Knochenkontur nach Extraktion/Umbauprozessen
- c* Verminderte Blutversorgung des bukkalen Knochens durch Deperiostisierung von innen und außen, Fraktur/Trauma bei Extraktion und Fingerdruck

Quelle: Zeichnung von Dr. Frederic Kauffmann (Genehmigung zum Nachdruck liegt vor)

Basierend auf den oben genannten Schwachstellen der bukkalen Knochenlamelle und dem vermehrten Wunsch der Patienten nach ästhetischer Implantatprothetik, liegt das Hauptaugenmerk der kieferkammerhaltenden Maßnahmen auf dem Erhalt beziehungsweise der Rekonstruktion des bukkalen Knochenvolumens. Dabei kommen verschiedenen Augmentationstechniken und Konzepte wie Socket bzw. Ridge Preservation zum Einsatz. Für eine optimale Implantatposition werden nach bukkal hin mindestens 1 mm, besser jedoch 2 mm an gesundem und stabilem Knochen benötigt (Gehrke, Degidi et al. 2008). Ein unzureichendes Knochenangebot kann zu erschwelter Implantatpositionierung, teils nötigen Zweiteingriffen, einem erhöhtem Risiko bei zeitgleicher Implantation und Augmentation, einer Steigerung des Periimplantitisrisikos und zu unbefriedigenden ästhetischen Ergebnissen führen (Tan, Wong et al. 2012).

1.2 Augmentationstechniken

Zum Erhalt beziehungsweise zur Rekonstruktion der bukkalen Knochenkontur als Vorbereitung für eine spätere Implantation wurden in der Literatur bereits viele verschiedene Augmentationstechniken beschrieben. Dazu gehört beispielsweise die Distraktionsosteogenese, das Bone Splitting bzw. Spreading (zu Deutsch: Kieferkammspreizung) und das autologe Knochentransplantat, das seit Langem als Goldstandard für die Augmentation eines horizontalen Knochendefektes gehandelt wird (Moussa, El-Dahab et al. 2016, Gulinelli, Dutra et al. 2017). Als die am besten untersuchte und dokumentierte Methode für lokalisierte Knochendefekte gilt die Guided Bone Regeneration (GBR, Geführte Knochenregeneration) mit partikulärem xenogenem Knochenersatzmaterial (KEM) (Aghaloo and Moy 2007, Benic and Hämmerle 2014, Sanz-Sanchez, Ortiz-Vigon et al. 2015, Troeltzsch, Troeltzsch et al. 2016). Das KEM stammt dabei von einer anderen Spezies, beispielsweise vom Schwein oder Rind. Unabhängig von der verwendeten Technik sind bestimmte Voraussetzungen an die Augmentationsmaterialien zu stellen, die in Tabelle 1 genauer erläutert werden. Dazu gehören Biokompatibilität, Osteokonduktivität, mechanische Stabilität gegen Volumen kollaps, Biodegradation und die Ersetzbarkeit durch nachwachsenden Knochen (Jensen, Aaboe et al. 1996).

Tabelle 1: Begriffserläuterung von Biokompatibilität, Osteokonduktivität und Biodegradation

Begriff	Erläuterung
Biokompatibilität	Die Eigenschaft, bei direktem Kontakt mit lebendem Gewebe keinen Einfluss auf dessen Stoffwechsel und dessen Umgebung auszuüben
Osteokonduktivität	Die Eigenschaft als Leitgerüst für das natürliche Knochenwachstum zu dienen
Biodegradation	Biologische Abbaubarkeit durch Mikroorganismen unter aeroben Bedingungen

Die oben genannten Augmentationsmethoden erfüllen mehr oder weniger die mechanischen und physiologischen Voraussetzungen aus Tabelle 1 und bringen unterschiedliche Vor- und Nachteile mit sich. Allen Socket/Ridge-Preservation Methoden und bekannten Augmentationstechniken ist die Tatsache gemein, dass sich die bukkale Knochenkontur nach Zahnextraktion in ihrem vollen Volumen nicht erhalten oder vollständig rekonstruieren lässt (Fickl, Zuhr et al. 2008, Fickl, Schneider et al. 2009, Jung, Philipp et al. 2013, Fickl, Kauffmann et al. 2018). Andererseits kann das Ausmaß des Knochenabbaus im Rahmen einer Ridge Preservation reduziert werden. Eine Meta-Analyse zeigte eine Reduktion des vertikalen Knochenverlustes durch Ridge Preservation um 1,4 mm (Vignoletti, Matesanz et al. 2012). Für den Erhalt der horizontalen Dimension findet sich in der Literatur keine Signifikanz einer kieferkammerhaltenden Maßnahme (MacBeth, Trullenque-Eriksson et al. 2017). Im klinischen Alltag relevante Verfahren für Kieferkammaugmentation nach Zahnverlust sind aus Sicht der Autorin das bewährte Verfahren des autologen Knochentransplantats und andere, zum Teil weniger invasive Modifikationen der GBR.

1.2.1 Autologes Knochentransplantat

Bei einwandigen (Kuchler and von Arx 2014) und großen horizontalen Defekten (Chiapasco and Zaniboni 2009) hat sich für die Hartgewebsrekonstruktion die Verwendung eines Knochenblockes bewährt. Durch fehlende stabilisierende Knochenwände steht der Defekt in unmittelbarem Kontakt zum Weichgewebe und ist einwachsendem Bindegewebe ausgeliefert, wodurch eine verminderte Osteogenese resultiert (Hämmerle, Jung et al. 2008). Zudem ist das zur Augmentation verwendete Material anfälliger für Mikrobewegungen (Mertens, Braun et al. 2019), die durch den Nahtverschluss und die Belastung des Weichgewebes durch herausnehmbaren Zahnersatz und Muskelbewegungen entstehen können. Vorteil bei der Verwendung eines Knochenblocks ist deshalb der größere Widerstand gegen den Gewebedruck im Gegensatz zu partikulärem Knochenersatzmaterial (Jensen and Terheyden 2009, Mir-Mari, Wui et al. 2016, Mertens, Braun et al. 2019). Allerdings ist autologer Knochen im Vergleich zu industriell bereitgestelltem KEM nur begrenzt verfügbar. Zudem ist mit

vermehrten Komplikationen durch ein zweites Operationsgebiet im Entnahmebereich und mit einer erschwerten Adaptation an die Defektmorphologie zu rechnen. Dies kann zu Leerräumen im Augmentatbereich (Mir-Mari, Wui et al. 2016) und dadurch gegebenenfalls zu einem Einwachsen von Bindegewebe, zu verminderter mechanischer Stabilität, bis hin zu einem Volumenkollaps führen. Hinzu kommt das Risiko der Patientenmorbidity durch den Entnahmedefekt und die unvorhersehbare Resorption des Knochengewebes an der Empfängerstelle (Cordaro, Torsello et al. 2011). Für eine gute Stabilität gegen den Druck des Wundverschlusses und damit für ein suffizientes bukkales Knochenvolumen findet man in der Literatur mehrfach die Empfehlung einer Kombination von Knochenblock und resorbierbarer Kollagenmembran (Hämmerle, Jung et al. 2008, Mir-Mari, Wui et al. 2016).

Um den Nachteil der begrenzten Bioverfügbarkeit zu umgehen, existiert die Möglichkeit eines allogenen, xenogenen oder alloplastischen Knochenblocks. In Tabelle 2 sind Knochenersatzmaterialien (KEM) verschiedenster Herkunft mit Beispielen aufgeführt.

Tabelle 2: *Verschiedene Herkunftsmöglichkeiten von KEM mit Beispielen*

KEM	Herkunft	Beispiele
autolog	patienteneigenes Gewebe	von intraoral (Knochenspäne) von extraoral (Beckenkamm)
allogen	Gewebe von einem Individuum der gleichen Spezies	demineralized freeze-dried bone (demineralisierter gefriergetrockneter Knochen)
xenogen	Gewebe einer anderen Spezies	bovines (vom Rind stammendes), porcines (vom Schwein stammendes) oder equines (vom Pferd stammendes) Knochenmineral
alloplastisch	synthetisch hergestelltes KEM	Trikalziumphosphat, Hydroxylapatit, Kalziumsulfat

(Benic and Hämmerle 2014)

Nachteil von allogenen KEM waren in der Vergangenheit jedoch verstärkte immunologische Reaktionen (Friedlaender and Horowitz 1992). Im Zuge des medizinischen Fortschritts ist gewiss mit einer Verbesserung der alloplastischen Möglichkeiten zu rechnen. Aktuell ist der langfristige Erfolg der Materialien aufgrund fehlender Langzeitstudien nicht ausreichend beurteilbar (Benic and Hämmerle 2014). Im Gegensatz dazu gilt mittlerweile xenogenes KEM, gerade bei Dehiszenz- oder Fenestrationsdefekten, als neuer Goldstandard und ist in der Literatur ausführlich dokumentiert und untersucht worden (Jensen and Terheyden 2009).

1.2.2 Guided Bone Regeneration (GBR)

Die Knochenaugmentation nach der GBR-Methode ist eine der am besten dokumentierte und in Studien erforschte Technik für laterale Kieferkammaugmentation. Als Weiterentwicklung des Konzepts der Guided Tissue Regeneration (GTR) von Nyman und Karring in den 1980er Jahren, setzt diese Technik auf die Autoregeneration des eigenen Knochens. Zentraler Bestandteil sind Barrieremembranen, die den Raum für Knochenregeneration abgrenzen und ein Einwachsen von Bindegewebszellen verhindern (Nyman, Gottlow et al. 1982). Das Konzept basiert auf der Annahme, dass die Zellen, die zuerst das Wundgebiet erreichen, die Gewebeart vorgeben, die die Originalform an dieser Stelle nachbilden (Gottlow, Nyman et al. 1986). Somit ergibt sich ein weitläufiges Einsatzgebiet für die Barrieremembranen im Zuge der Knochen- und Gewebsregeneration: Regeneration des Parodonts um einen Zahn, Knochenregeneration nach Zahnverlust, Knochenregeneration bei freiliegenden Implantatwindungen und Knochenaufbau vor Implantation. Im Sinne einer weiteren Möglichkeit zur Verbesserung des Implantatbetts, konnte durch die GBR eine Indikationserweiterung für Implantation erreicht werden (Benic and Hämmerle 2014).

Voraussetzungen für eine erfolgreiche Knochenregeneration mit der GBR-Technik ist ein ausreichendes Angebot an Weichgewebe und ein spannungsfreier Nahtverschluss über dem Augmentationsbereich (Benic and Hämmerle 2014), um Volumenverluste und Formveränderungen zu verhindern.

Auch die Auswahl des passenden Materials der Barrieremembran kann ungewollten Nebenwirkungen vorbeugen. Dabei sollten folgende Kriterien erfüllt sein: Biokompatibilität, Platzhalterfunktion, Verhinderung des Einwachsens von Epithelzellen, Integration von Zellen für die Regeneration, immunologische Inaktivität und einfache klinische Handhabung (Sigurdsson, Hardwick et al. 1994). Eine grobe Einteilung der Membranmaterialien lässt sich, wie in Tabelle 3 dargestellt, in „resorbierbar“ und „nicht resorbierbar“ vornehmen.

Tabelle 3: *Verwendete Membranen in der Augmentation nach der GBR-Methode*

nicht resorbierbar	resorbierbar
<ul style="list-style-type: none">- PTFE- titanverstärkte Membranen	<ul style="list-style-type: none">- native Kollagenmembran- kreuzvernetzte Kollagenmembran

PTFE- und titanverstärkten Membranen eignen sich aufgrund ihrer Steifigkeit gut für große Defekte, deren Augmentation mechanisch gestützt werden muss (von Arx, Cochran et al. 2002). Als Nachteil muss ein erhöhtes Risiko für Dehiszenzen von 30 - 40% (Becker, Dahlin et al. 1994, Carpio, Loza et al. 2000) mit schneller Keimbesiedlung und inflammatorischer Gewebereaktion genannt werden (Simion, Baldoni et al. 1994). Zudem muss ein Wiedereröffnen des Wundgebiets zur Entfernung der nicht resorbierbaren Membran erfolgen, was mit einem erhöhten Morbiditätsrisiko und möglichem Gewebeschaden einhergehen kann (Benic and Hämmerle 2014). Im Gegensatz dazu ist bei resorbierbaren Membranen kein Zweiteingriff zur Entfernung nötig, was den Patientenkomfort erhöht. Allerdings kann es auch bei resorbierbaren Membranen im Zuge des Resorptionsprozesses zu einer inflammatorischen Gewebereaktionen kommen, da die Abbauprodukte die Wundheilung beeinträchtigen können (Benic and Hämmerle 2014). Die im Gegensatz zur titanverstärkten Membran verminderte mechanische Stabilität resorbierbarer Membranen kann sich nachteilig auf den Volumenerhalt der Augmentation auswirken und sogar bis zum Kollaps der bukkalen Kontur führen (Schwarz, Herten et al. 2007).

Die häufig verwendeten nativen Kollagenmembranen bestehen mit einer schnellen Gewebeintegration, schneller Vaskularisierung und geringer Immunreaktion bei Resorption (Carpio, Loza et al. 2000, Owens and Yukna 2001, Jung, Halg et al. 2009). Allerdings findet man in der Literatur auch relativ hohe Angaben zum Dehiszenzrisiko mit 8,7 – 31,8%. Im Zuge der Degradation können native Kollagenmembranen zudem schnell ihre Barrierefunktion verlieren (Miller, Penaud et al. 1996), was zum Einwachsen von Bindegewebe und damit zu verringerter Knochenregeneration in Bezug auf Knochenqualität und -stabilität führen kann. Abhilfe sollen in dieser Hinsicht kreuzvernetzte Kollagenmembranen schaffen, die durch eine Verlängerung der Resorptionszeit ihre Barriere- und Platzhalterfunktion über einen längeren Zeitraum aufrechterhalten (Zahedi, Legrand et al. 1998). In der Literatur sind unterschiedliche Ergebnisse zur Biokompatibilität, zum Dehiszenzverhalten und zur Gewebsintegration von kreuzvernetzten Kollagenmembranen zu finden, weshalb die unterschiedlichen Arten von kreuzvernetzten Membranen klar voneinander abzugrenzen sind (Benic and Hämmerle 2014).

Bei der GBR wird der von der Barrieremembran und den verbliebenen Knochenwänden begrenzte Raum mit Knochenmaterial aufgefüllt. Wie bereits in Tabelle 2 aufgeführt, stehen dafür verschiedene Materialien unterschiedlicher Herkunft zur Verfügung. Die Anzahl der Möglichkeiten wird durch unterschiedliche Applikationsformen wie Granulat, kompakte Blöcke und Injektion von synthetischer Knochenersatzmaterialpaste noch erhöht. Häufig kommt xenogenes partikuläres Knochenersatzmaterial in Form von *deproteinized bovine bone mineral* (DBBM) mit einer Partikelgröße von 1 - 2 mm zum Einsatz. Dieses zeichnet sich durch eine gute Osteokonduktivität (siehe Tabelle 1) aus (Wessing, Lettner et al. 2018) und verhindert aufgrund der industriellen Bereitstellung einen Entnahmedefekt mit Morbiditätsrisiko. Die Herausforderung dieser Vorgehensweise besteht jedoch darin, das Granulat und die Barrieremembran vor Verlagerung zu schützen und so eine suffiziente Knochenregeneration mit optimalem Volumen zu erzielen. In der Literatur wird häufig eine Verschiebung des KEM oder gar eine Kollaps des Augmentatbereichs durch die Nahtspannung und durch Kompressionskräfte von

außen (Zellin, Gritli-Linde et al. 1995, Schwarz, Herten et al. 2007), zum Beispiel durch Prothesenbasen und Mikrobewegungen in der Heilungsphase (Mertens, Braun et al. 2019) beschrieben. Dennoch konnte in zahlreichen Studien der Erfolg der Kombination aus DBBM und resorbierbarer Kollagenmembran auch im Zusammenhang mit nachfolgender Implantation gezeigt werden (Hämmerle, Jung et al. 2008). Gerade der Vorteil des fehlenden Zweiteingriffs, die damit verbundene kürzere Behandlungszeit und der erhöhte Patientenkomfort machen diese Augmentationstechnik zu einer sehr schonenden Variante für den Patienten (Benic and Hämmerle 2014, Fickl, Kauffmann et al. 2018), vor allem im Zusammenhang mit lateralen Kieferkammdefekten (Wessing, Lettner et al. 2018). Um einem eventuellen Volumenschwund durch Kompressionskräfte vorzubeugen, findet sich in der Literatur die Empfehlung der Überaugmentation mit partikulärem KEM von circa 1 mm (Benic and Hämmerle 2014, Mir-Mari, Wui et al. 2016).

Trotz verschiedener Materialien mit unterschiedlichen Risikofaktoren, lassen sich insgesamt mit der GBR-Methode gute und reproduzierbare Ergebnisse erzielen. Gerade im Zusammenhang mit Implantationen sind daher hohe Langzeit-Überlebensraten der Implantate zu erwarten (Aghaloo and Moy 2007, Sanz-Sanchez, Ortiz-Vigon et al. 2015).

1.2.3 Modifikationen der GBR: die Tent Pole-Technik

Wie in 1.2.2 beschrieben, besteht ein Nachteil der GBR darin, sehr anfällig für Kompressionskräfte und Mikrobewegungen zu sein. Das kann durch Kollaps der Augmentationsmaterialien unter Umständen zu Einbußen im bukkalen Volumen führen und so eine erfolgreiche Implantation erschweren oder sogar verhindern. Um diese Schwachstelle der GBR zu verbessern, wurden unterschiedliche Modifikationen der GBR entwickelt. Diese sollen die Lagestabilität von Kollagenmembran und KEM erhöhen, woraus eine erhöhte Resistenz gegen Mikrobewegungen, die Spannung des Wundverschlusses und Weichgewebskontraktionen resultiert. Eine Überlegung beruht auf der Verwendung von in sich stabilerem KEM, welches eine geringere Anfälligkeit für Kollaps und Verschiebung aufweist. Dabei kommen vor allem Knochenblöcke in

Verbindung mit DBBM und einer Kollagenmembran zum Einsatz (Maiorana, Beretta et al. 2005, von Arx and Buser 2006, Cordaro, Torsello et al. 2011). Ein anderes Konzept konzentriert sich auf die Stabilisierung der Kollagenmembran. Ein mögliches Hilfsmittel stellen dabei Fixationspins dar (Carpio, Loza et al. 2000, Urban, Lozada et al. 2016, Mertens, Braun et al. 2019). Durch Fixierung der Kollagenmembran über dem Augmentationsbereich soll eine Lageveränderung und damit der Verlust der Barrierefunktion gegen das Bindegewebe verhindert werden. In einer vergleichenden Untersuchung verschiedener GBR-Techniken konnte gezeigt werden, dass bei der Verwendung von Fixationspins das bukkale Volumen am besten rekonstruiert werden konnte (Mir-Mari, Wui et al. 2016). Allerdings ist häufiger mit postoperativen Komplikationen zu rechnen (Carpio, Loza et al. 2000). Ähnlich wie bei titanverstärkten Membranen könnte es zu Weichteilperforationen durch die Pin-Köpfe oder zu vermehrter inflammatorischer Aktivität kommen. Zudem ist zur empfohlenen Entfernung der Pins ein operativer Zweiteingriff nötig, woraus ein erhöhtes Morbiditätsrisiko hervorgeht. Insgesamt gibt in der Literatur jedoch wenig Evidenz zum Thema GBR mit Fixationspins, gerade in Bezug auf die dreidimensionale Stabilität (Benic and Hämmerle 2014).

Eine weitere, wenig invasive Möglichkeit der mechanischen Unterstützung stellt die sogenannte Tent Pole-Technik dar. Sie wurde 2002 von Marx et al. erstmals beschrieben und wird seither bei vertikalen und horizontalen Kieferkammdefekten eingesetzt (Marx, Shellenberger et al. 2002). Die Entwicklung dieser modifizierten GBR basiert auf der Annahme, dass Knochenersatzmaterialien im Augmentationsdefekt vor allem durch Maturation und Druck des darüber liegenden Weichgewebes zu vermehrter Resorption neigen (Baker, Terry et al. 1979). Bei der Tent Pole-Technik wird im Bereich der am höchsten zu erwartenden Weichgewebekompression eine Osteosyntheseschraube platziert, die nachfolgend als Tenting Screw bezeichnet wird. Auf dieser kann das Periost und Weichgewebe beim Wundverschluss abgestützt werden. Durch diese zeltdachartige Anhebung entsteht ein stabiler Raum, der mit partikulärem KEM aufgefüllt und zusätzlich mit einer Barriermembran zum Periost und zur Mukosa abgegrenzt wird (Daga, Mehrotra et al. 2015, Fickl and Kauffmann 2018).

Langsam resorbierendes KEM, sowie Kollagenmembranen mit verlängerter Resorptionszeit sollen die Erfolgchancen der Augmentation noch erhöhen, da das Risiko einer Perforation der Tenting Screw durch das Weichgewebe verringert werden kann (Fickl and Kauffmann 2018). Seit 2002 wurden Studien und Fallberichte zum Thema Tent Pole-Technik veröffentlicht. Die Autoren berichten von wenigen bis keinen Wundinfektionen, von einem stabilen Zuwachs an vertikaler und horizontaler Knochenhöhe und von erfolgreichen Implantationen nach Augmentation (Daga, Mehrotra et al. 2015).

1.3 Ziel der Untersuchung

Im Rahmen dieser in vitro Untersuchung soll der Effekt von Osteosyntheseschrauben im Rahmen der Tent Pole-Technik als stabilisierende Maßnahme auf die Volumenstabilität direkt nach dem Nahtverschluss untersucht werden. Neben der Tent Pole-Technik kommen zwei verschiedene Kollagenmembranen zum Einsatz, deren Stabilität gegen die Nahtspannung ebenfalls herausgearbeitet werden soll.

Der Versuchsaufbau sieht Augmentationen in jeweils beiden Quadranten von zehn Schweineunterkiefern vor. Das Einbringen der Tenting Screws im Rahmen der Tent Pole-Technik kann als randomisiert bezeichnet werden. Die Auswertung der bukkalen Volumina erfolgt im Anschluss anhand von DVT (DICOM)- und optischen Scans (STL).

2 Material und Methoden

2.1 Untersuchungsaufbau

Aufgrund der Verfügbarkeit, des Operationsprotokolls und ethischer Gesichtspunkte, erfolgte die Augmentation in zehn Schweineunterkiefern. Dabei wurde in zwei Operationsdurchgängen in beiden Quadranten mit jeweils zwei verschiedenen Kollagenmembranen nacheinander augmentiert. Zusätzlich dazu wurde in einem der beiden Kieferquadranten eine Osteosyntheseschraube im Sinne der Tent Pole-Technik verwendet. Somit konnten die beiden Kollagenmembranen verglichen und der Einfluss der Osteosyntheseschraube und der verwendeten Membran herausgearbeitet werden.

2.2 Präparate

2.2.1 Schweineunterkiefer

Die verwendeten Schweineunterkiefer stammten von 10 Jungschweinen. Die Kiefer wurden frisch für die Versuche angeliefert und bis zur Verwendung innerhalb von drei Tagen bei 4°C gelagert.

Zur genauen Zuordnung wurden die Kiefer mit fortlaufenden Nummern versehen und zudem die jeweiligen Quadranten eindeutig markiert. Dabei stand eine einzelne Markierung für den 3. und eine doppelte Markierung für den 4. Quadranten (*Abb. 3*).



Abbildung 3: Kiefer 5, einfache Markierung für den 3. und doppelte Markierung für den 4. Quadranten

Quelle: eigene Fotografie

2.2.2 Defektpräparation

Anders als beim Menschen umfasst das Milchgebiss der Schweine 28 Zähne: drei Incisivi-, einen Eckzahn- und drei Prämolarenvorläufer in jedem Quadranten. Im bleibenden Gebiss erweitert sich die Zahl durch die im Milchgebiss fehlenden Molaren auf 44 Zähne.

Tabelle 4: Zahnschemata des Hausschweins mit Milchgebiss und bleibendem Gebiss

Milchgebiss:	i1	i2	i3	c1	p1	p2	p3			
	i1	i2	i3	c1	p1	p2	p3			
Bleibendes Gebiss:	I1	I2	I3	C1	P1	P2	P3	M1	M2	M3
	I1	I2	I3	C1	P1	P2	P3	M1	M2	M3

Um einen gut umschriebenen und vergleichbaren Defekt zu simulieren, wurden im 3. und 4. Quadranten der Schweineunterkiefer die angelegten bleibenden dritten Incisivi schonend aus ihrem Knochenfach entfernt. So entstand ein Defekt,

der eine nach bukkal fenestrierte Extraktionsalveole nachahmt (Abb. 4). Die Kavität stand im anterioren Drittel mit dem vestibulären Weichgewebe in Verbindung, wohingegen der posteriore Anteil des Defekts der Zahnwurzel folgend im Knochen verschwand. Die vordere Komponente eignete sich daher gut zur Simulation eines horizontalen Knochendefekts mit vertikaler Komponente nach Zahnextraktion.

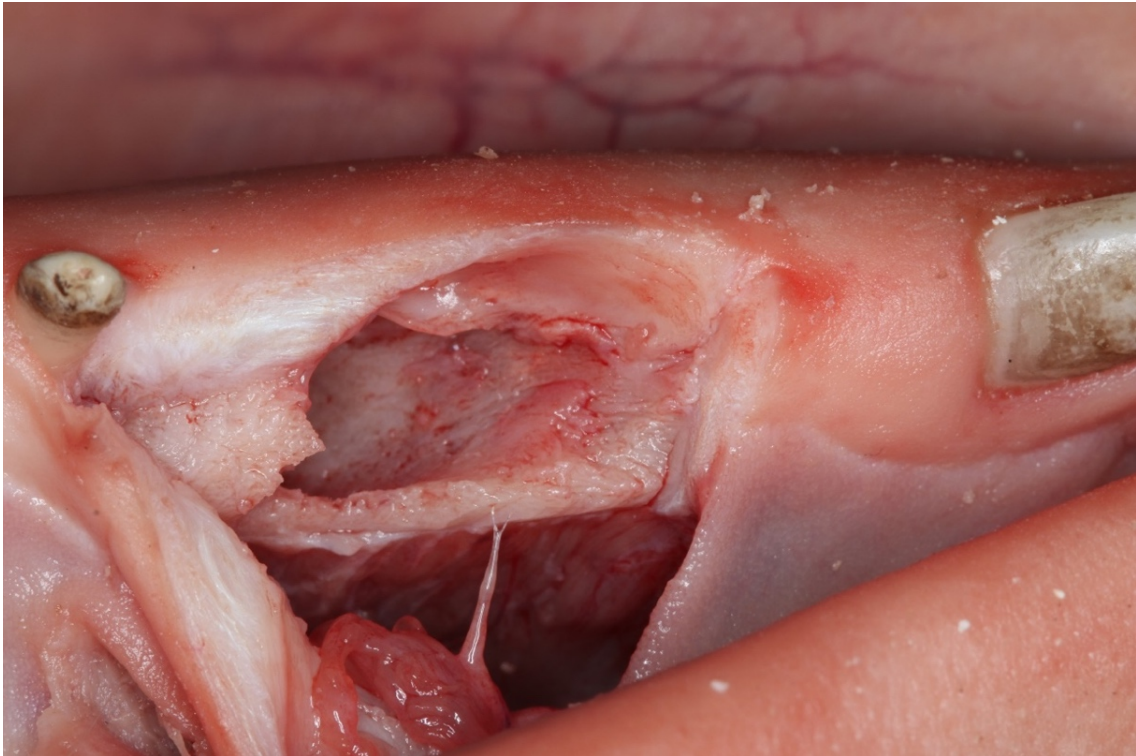


Abbildung 4: Kiefer 6, Defekt im 4. Quadranten
Quelle: eigene Fotografie

2.3 Materialien

2.3.1 Bio-Gide® Membran

Die native und resorbierbare porcine Kollagenmembran Bio-Gide® der Firma *Geistlich Biomaterials* besteht aus Kollagen Typ I und III und weist eine Bilayer-Kollagenstruktur auf. Die dem Weichgewebe zugewandte glatte Schicht erfüllt die bei der Einheilung wichtige Barrierefunktion und fördert die Anheftung von Fibroblasten. Dem Defekt zugewandt befindet sich die raue, offenporige Schicht, die das Einwandern von Osteoblasten begünstigen soll. Bei der Bio-Gide® Membran handelt es sich um eine native Kollagenmembran mit hoher Flexibilität.



Abbildung 5:

Bio-Gide® Membran der Firma Geistlich

Quelle: Fotografie von Dr. Frederic Kauffmann (Genehmigung zum Nachdruck liegt vor)

2.3.2 Ossix® Plus Membran

Die Kollagenmembran Ossix® Plus der Firma *Regedent* ist porcinen Ursprungs. Sie besteht aus aufgereinigtem Kollagen vom Typ 1 und ist auf Basis der Glymatrix-Technologie Ribose-kreuzvernetzt. Dadurch wird, nach Angaben des Herstellers, die Resorptionszeit wie auch die Barrierefunktion bei gleichbleibender Biokompatibilität verbessert. Außerdem besteht eine erhöhte Resistenz gegen Kollagenasen bei Membranexposition durch z. B. Wunddehiszenz. Die Ossix® Plus Membran weist aufgrund der Kreuzvernetzung eine etwas höhere Steifigkeit auf.

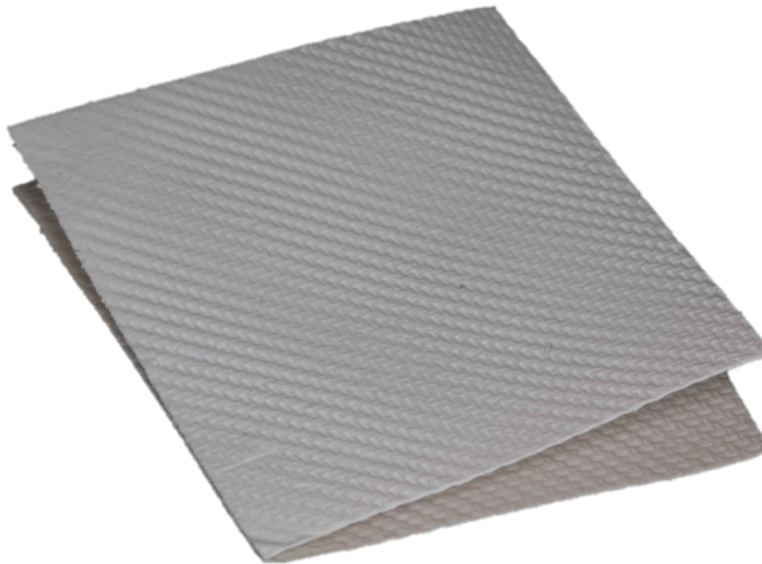


Abbildung 6:

Ossix® Plus Membran der Firma Regedent

Quelle: Fotografie von Dr. Frederic Kauffmann (Genehmigung zum Nachdruck liegt vor)

2.3.3 Tenting Screw

Die in dieser Untersuchung verwendete Tenting Screw stammt aus der Produktlinie „Screw System TX“ der Firma *Meisinger*. Sie ist aus einer medizinischen Titanlegierung (Werkstoff 3.7165) gefertigt und wurde zum universellen Einsatz in der Präimplantationschirurgie entwickelt. Sie findet Verwendung bei der Fixierung von Knochenblöcken und -zylindern, aber auch in der Tent Pole-Technik im Rahmen der GBR.

Die Screw System TX - Osteosyntheseschrauben verfügen über einen Minimaldurchmesser von 0,9 mm und sind in verschiedenen Längen zwischen 7 mm und 16 mm erhältlich. In dieser Untersuchung kamen Schrauben mit 0,9 mm Durchmesser und 13 mm Länge zum Einsatz.

Für eine gute Lagestabilität kann die Tenting Screw nach erfolgter Vorbohrung mit einem Spiralbohrer eingedreht werden. Osteosyntheseschrauben sind Einmalprodukte, nicht resorbierbar und sollten vor Implantation entfernt werden.



Abbildung 7: Tenting Screw der Firma Meisinger in der Länge 13 mm

Quelle: Fotografie von Dr. Frederic Kauffmann (Genehmigung zum Nachdruck liegt vor)

2.3.4 Knochenersatzmaterial - The Graft

Als Knochenersatzmaterial wurde ein langsam resorbierendes Präparat der Firma *Regedent* verwendet. Bei *The Graft* handelt es sich um eine deproteinisierte xenogene Spongiosa porcinen Ursprungs mit einer Partikelgröße von 0,25 mm bis 1 mm. Nach Herstellerangaben werden zuerst alle organischen Bestandteile entfernt. Im Anschluss wird durch eine thermische Behandlung die biomechanische Stabilität mit vermehrt kristalliner Struktur erhöht. Dabei sollen morphologische Aspekte wie Oberflächenstruktur und Porosität durch den Einsatz von Temperaturen von maximal 500 Grad Celcius kaum verändert werden. Ergebnis der Präparation der xenogenen Spongiosa ist eine dem Knochen ähnliche poröse Matrix, in die Zellen und Blutgefäße in der Regenerationsphase einwachsen können. Außerdem verfügt das KEM über eine sehr raue Oberflächenstruktur, wodurch eine Oberflächenvergrößerung und damit eine vermehrte Anlagerungsfläche für beispielsweise Osteoblasten resultiert.



Abbildung 8: *The Graft* der Firma *Regedent*

Quelle: Fotografie von Dr. Frederic Kauffmann (Genehmigung zum Nachdruck liegt vor)

2.3.5 Nahtmaterial

Bei jeder Operation kam das Nahtmaterial SERALENE 6-0 der Firma *SERAG Wiessner* zum Einsatz. Dabei handelt es sich um ein monofiles, nichtresorbierendes Material aus Polyvinylidenfluorid (PVDF), das häufig in der Mikrochirurgie zum Einsatz kommt.

Durch die glatte und porenfreie Oberfläche besitzt das Material eine gute Gleitfähigkeit durch das Weichgewebe. Das physiologisch inerte Verhalten reduziert zudem entzündliche Reaktionen in der Heilungsphase.

Die Nadel hat die Klassifikation DS-12. Die Bezeichnung *D* steht dabei für einen 3/8 kreisförmig gebogenen Nadelkörper. Das *S* besagt, dass er zudem schneidend ist. Die Nadel ist im Beispielsfall 12 mm lang und besteht aus sterilem Edelstahl.

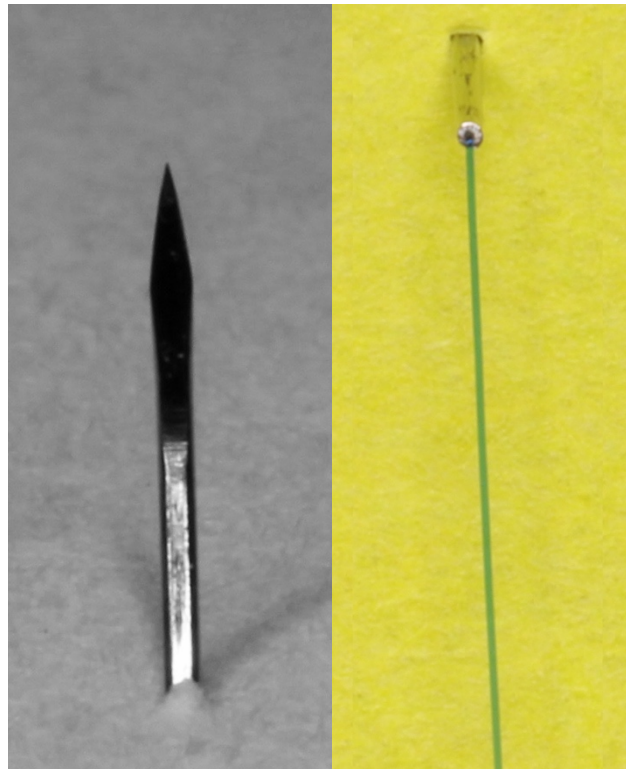


Abbildung 9:

Nahtmaterial Seralene 6-0 der Firma Serag Wiessner mit einer DS-12-Nadel

Quelle: Fotografie von Dr. Frederic Kauffmann (Genehmigung zum Nachdruck liegt vor)

2.4 Verwendete Geräte und Programme

DVT: 3D-Röntgenaufnahme der Schweinekiefer

Die verschiedenen Schritte der Augmentation am Schweinekiefer wurden mithilfe eines DVT (Orthophos XG 3D; Dentsply Sirona, York, Pennsylvania, USA) dokumentiert.

CEREC Omnicam: Optischer Scan der Schweinekiefer

Zusätzlich zum dreidimensionalen Röntgen erfolgte ein optischer Scan der Schweinekiefer mit der CEREC Omnicam (Firma Dentsply Sirona, York, Pennsylvania, USA).

3D Slicer: Segmentierung der DICOM - Daten

3D Slicer (Version 4.10.2) ist ein Open Source-Programm, das für die Bearbeitung und Analyse von medizinischem Bildmaterial verwendet wird. Dabei können einzelne Bildabschnitte markiert und daraus beispielsweise 3D-Modelle erstellt werden. Diese können unter anderem als Ausgangsdateien für den 3D-Druck dienen.

Die DVT-Bilder (DICOM-Daten) dieser Untersuchung konnten mithilfe der implementierten Cutting-Funktion des Programms auf die relevanten Bereiche wie Referenzimplantate und Augmentate zugeschnitten und so die Datenmenge reduziert werden. Durch Markieren der Umriss dieser wichtigen Strukturen und der anschließenden dreidimensionalen Rekonstruktion wurden zudem einzelne Modelle der Augmentate und Referenzkörper erstellt (Abb. 10).

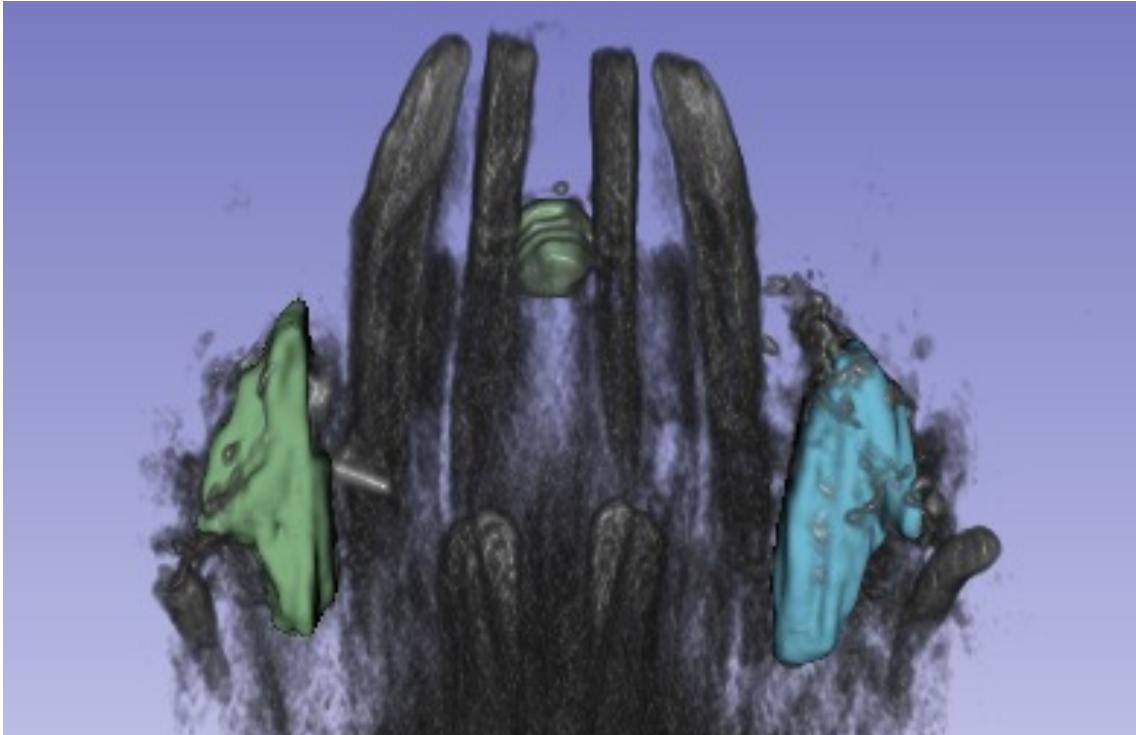


Abbildung 10: 3D-Modelle der Augmentate und des Referenzimplantats in der Front im Programm 3D-Slicer

Quelle: eigener Screenshot im Programm 3D Slicer

GOM Inspect 2018: Überlagerung der Datensätze

GOM Inspect (Version von 2018) ist eine Auswertungssoftware für 3D-Datensätze. Sie wird in den unterschiedlichsten technischen Bereichen, wie beispielsweise dem Automobilbau, und grundsätzlich zum Erstellen von Messplänen verwendet. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die *Smart Inspection* Funktion genutzt, um die mit *3D Slicer* konstruierten 3D-Modelle der Augmentate auf Deckungsgleichheit und Abweichung der Oberflächenstruktur und des Volumens zu untersuchen. Die Ergebnisse der Auswertung wurden in einer farblich codierten Abweichungsdarstellung angezeigt.

Um ein aussagekräftiges Ergebnis zu erhalten, wurden zur Berechnung der Volumenabweichung zwischen den Aufnahmen vor und nach Naht die Bereiche des Augmentats ausgewählt, die über die Kavität mit der vestibulären Schleimhaut in Kontakt standen und somit den für diese Untersuchung relevanten vestibulären Anteil des Augmentats darstellten.

IBM SPSS Subscription: statistische Auswertung

Das Programm SPSS ist eine Statistik- und Analyse-Software der Firma *IBM*. Zur Datenanalyse stehen dabei statistische und grafische Verfahren mit den gängigsten Signifikanztests zur Verfügung. Im Rahmen dieser Arbeit kam SPSS in der Version 26 zum Einsatz.

2.5 Operationsprotokoll

Zuerst wurden die Kiefer, wie in 2.2.1 beschrieben, jeweils mit einer Nummer von 1 bis 10 und die beiden Quadranten mit einer einfachen beziehungsweise doppelten Markierung versehen.

Für eine einfachere und exakte Überlagerung der DVT-Scans wurden Referenzimplantate gesetzt. Um Artefakte zu vermeiden, wurden diese zusätzlich möglichst weit entfernt vom OP-Gebiet platziert. Dabei wurde eines der Implantate in der Front zwischen den beiden ersten Milchinzisivi gesetzt. Die beiden anderen Referenzkörper wurden im Bereich der letzten Prämolarenvorläufer eingebracht (Abb. 11).

Vor Beginn der Augmentation wurde die Ausgangssituation mit einem DVT- und CEREC-Scan dokumentiert.

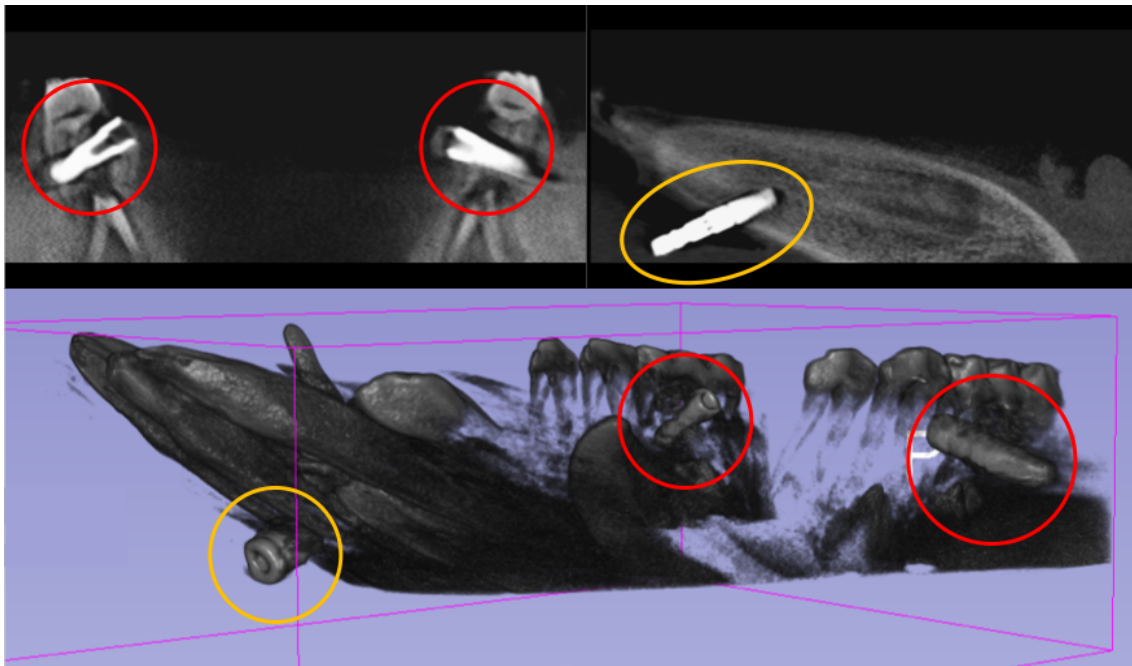


Abbildung 11: Referenzimplantate im DVT-Bild des Kiefers 4 vor Augmentation
Quelle: eigener Screenshot im Programm 3D Slicer

Der Schnitt erfolgte distal des dritten Schneidezahnvorläufers und mesial des Eckzahnes im Unterkiefer krestal mit einer mesialen Entlastungsinzision. Nach Präparation eines Mukoperiostlappens wurde für den späteren spannungsfreien Nahtverschluss die befestigte Gingiva im krestalen Bereich leicht nach lingual eleviert und im bukkalen Lappen eine Periostschlitzung vorgenommen. Nach Freilegung des bleibenden dritten Incisivus wurde dieser schonend aus seinem Knochenfach entfernt. In den präparierten Defekten wurden sowohl die Bio-Gide® Membran, als auch die Ossix® Plus Membran bei der Augmentation verwendet. Dabei waren die Kiefer zwar nummeriert, die Operations- und Scan-Reihenfolge war jedoch randomisiert. Da der Operateur bis zum Zeitpunkt der Augmentation nicht wusste, mit welcher Membran augmentiert wird, kann man von einem verblindeten Vorgehen sprechen.

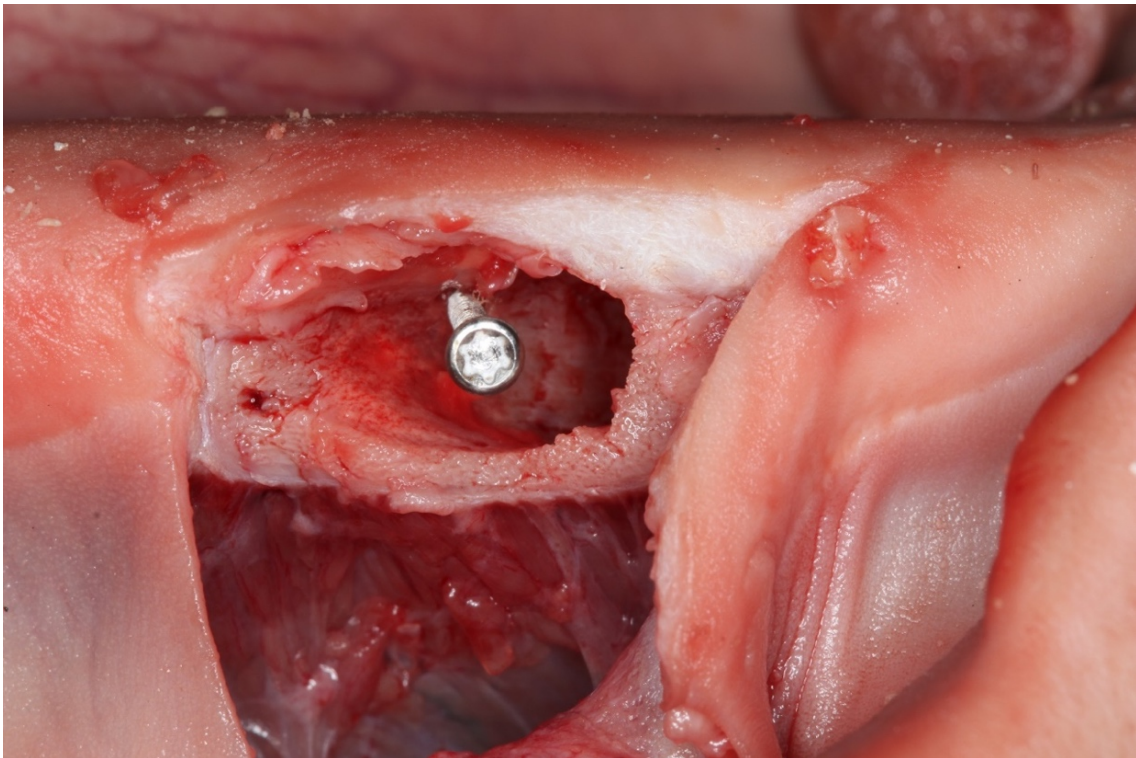
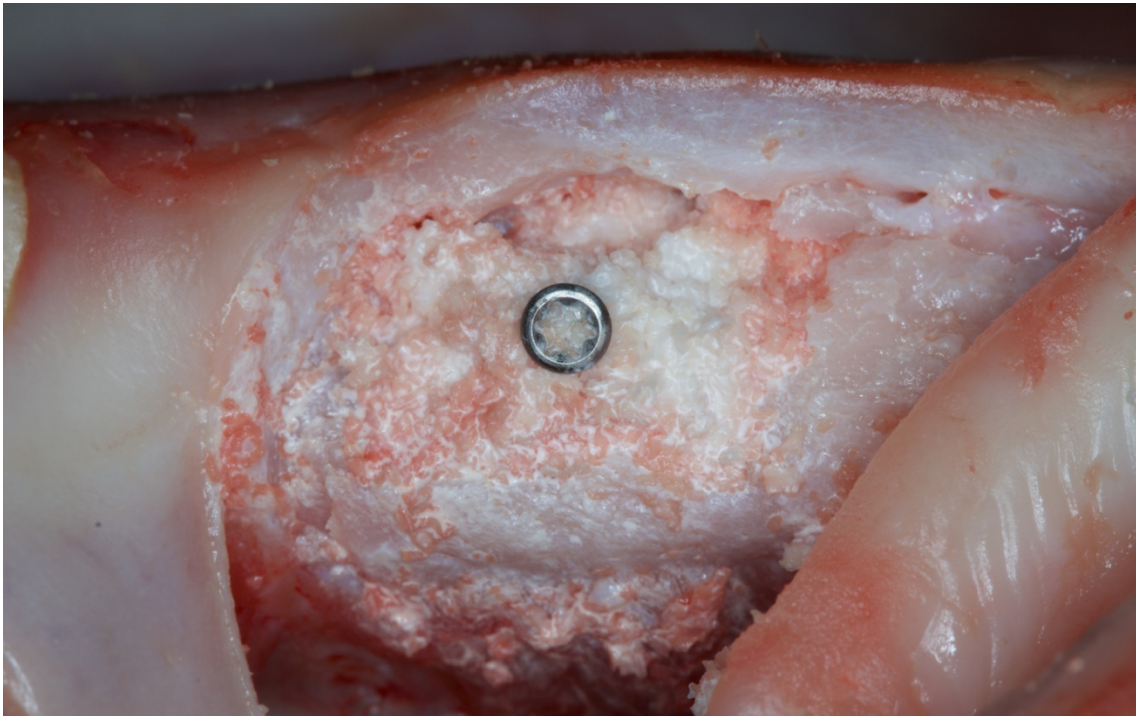


Abbildung 12: *Kiefer 4, krestale Positon der Tenting Screw im Defekt des 3. Quadranten*
Quelle: eigene Fotografie

Zunächst wurde in einem der beiden Quadranten (Zufallsprinzip) im krestalen Anteil der Kavität die Tenting Screw inseriert (Abb. 12). Dazu wurde mit einer Hartmetallfräse eine Vorbohrung angelegt und im Anschluss die Schraube so eingedreht, dass der Schraubenkopf auf Höhe der vestibulären Knochenkontur positioniert war. Die Verteilung erfolgte nach dem Zufallsprinzip, wodurch der Operateur keinen Einfluss darauf hatte, welcher Defekt mit und welcher ohne Tenting Screw versorgt wurde.



*Abbildung 13: Kiefer 6, Tenting Screw mit KEM getränkt in Bariumsulfat
Quelle: eigene Fotografie*

Um die Röntgenopazität zu erhöhen, wurde das Knochenersatzmaterial mit isotonischer Natriumchloridlösung angemischt und zusätzlich mit Bariumsulfat versetzt. Die Defektauffüllung erfolgte vollständig bis zum Rand der Kavität und Tenting Screw (Abb. 13). Die Membranen wurden auf die Form des Defektes mit einer Schere zugeschnitten und nach Rehydrierung mit Natriumchlorid eingebracht (Abb. 14).

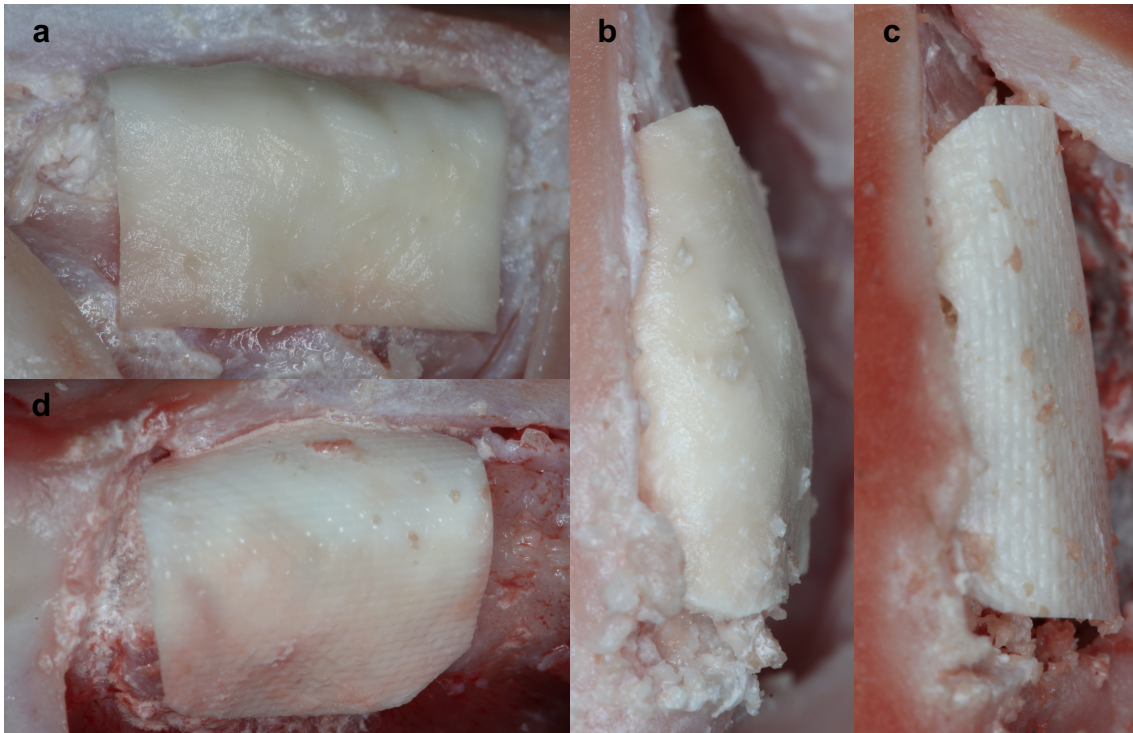


Abbildung 14: Augmentation mit der Bio-Gide® (a und b) und der Ossix® Plus Membran (c und d)

Quelle: eigene Fotografie

Der Nahtverschluss erfolgte mit Seralene 6-0 in jedem der Kiefer nach dem gleichen Vorgehen (Abb. 15). Dabei wurde eine *Double Slings Suture* krestal-mesial gesetzt, um den Vollappen sicher zu positionieren und zu fixieren. Krestal wurde mit einer horizontalen Matratzennaht und zusätzlich zwei Einzelknopfnähten gesichert. Die mesiale Entlastungsinzision wurde mit insgesamt zwei Einzelknopfnähten fixiert.



Abbildung 15: *Kiefer 2, Nahtverschluss nach der 2. Operation im 4. Quadranten*
Quelle: eigene Fotografie

Vorbereitend für die zweite Operation mit der jeweils anderen Kollagenmembran, wurde die Naht wiedereröffnet, die Kavität von Membran und Knochenersatzmaterial befreit und gründlich mit einer Natriumchloridlösung gereinigt. Daraufhin wurde analog zum Vorgehen von Operation 1 die zweite Augmentation mit der jeweils anderen Membran durchgeführt. Tabelle 5 zeigt die einzelnen Schritte des Operationsprotokolls im tabellarischen Verlauf.

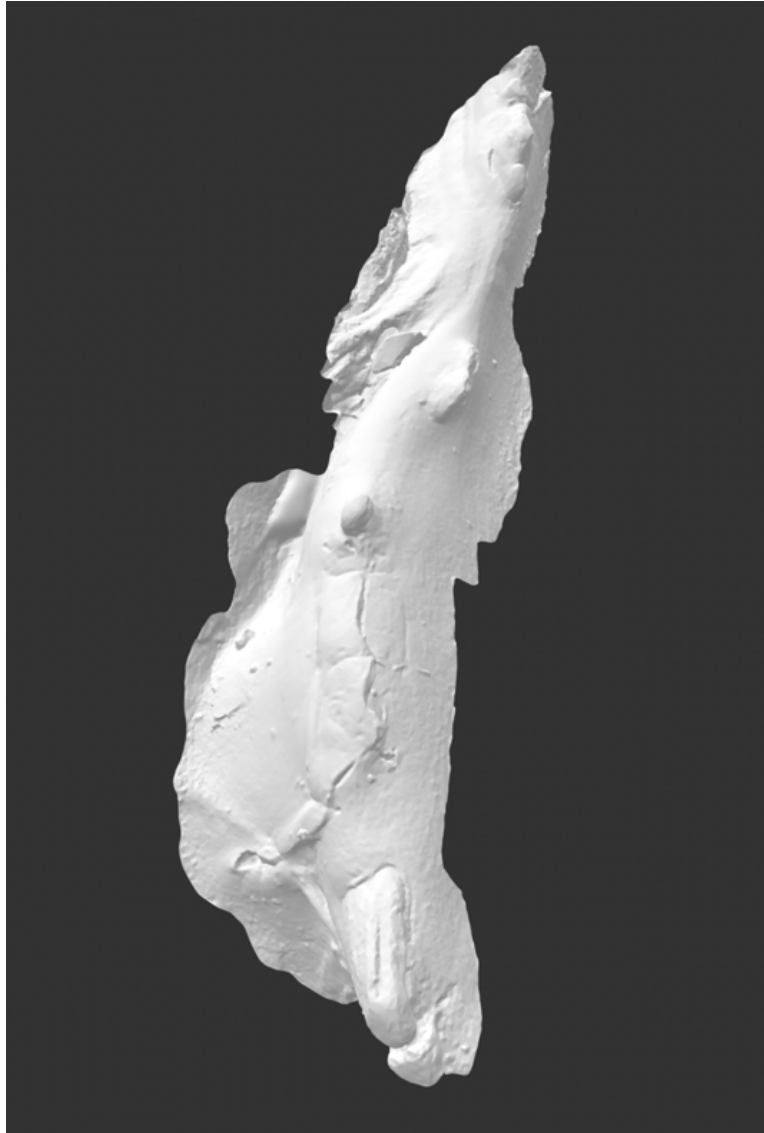


Abbildung 16: *Kiefer 3, optischer Scan nach Nahtverschluss*
Quelle: eigener Screenshot

Vor den Operationsdurchgängen und vor und nach Nahtverschluss wurden jeweils DVT-Scans (DICOM-Daten) und Fotos mit einer Spiegelreflexkamera (Canon EOS 80D) zu Dokumentationszwecken angefertigt. Vor der ersten Augmentation und nach Nahtverschluss erfolgte zudem eine zusätzliche Aufnahme mit der CEREC Omnicam (STL-Daten) (Abb. 16). Für die Röntgenaufnahmen wurde ein eigens dafür angefertigtes Stativ verwendet, um die Schweineunterkiefer parallel zur Kauebene auszurichten und sicher zu fixieren.

2 Material und Methoden

Tabelle 5: Ablauf der Arbeitsschritte gemäß des Operationsprotokolls

1	Markieren der Kiefer mit Nummer und Markierung für den jeweiligen Quadranten
2	Optischer Scan der Ausgangssituation mit der CEREC Omnicam
3	Foto der Ausgangssituation
4	Referenzimplantate in der Front und im Bereich der letzten Prämolarenvorläufer
5	DVT der Ausgangssituation
5	Fotodokumentation der Schnittführung
6	Fotodokumentation der Knochendarstellung
7	Einbringen der Osteosyntheseschraube in einem der beiden Quadranten
8	Abmessen von zweimal KEM-Volumen, Anmischen mit Bariumphosphat und 1 ml Natriumchloridlösung
9	Operation 1 mit der Ossix® Plus Membran (Kiefer 1-5) bzw. mit der Bio-Gide® Membran (Kiefer 6-10)
10	Fotodokumentation ohne Naht
11	DVT ohne Naht
12	Setzen der Naht: zweimal Double Sling Suture, einmal horizontale Matratzennaht, dreimal Einzelknopfnaht
13	Fotodokumentation mit Naht
14	Optischer Scan mit Naht mit der CEREC Omnicam
15	DVT mit Naht
16	Eröffnen der Naht
17	Fotodokumentation nach Eröffnen der Naht
18	Reinigen der Kavität mit der Natriumchloridlösung
19	Abmessen von zweimal KEM-Volumen, Anmischen mit Bariumphosphat und 1 ml Natriumchloridlösung
20	Operation 2 mit der Bio-Gide® Membran (Kiefer 1-5) bzw. mit der Ossix® Plus Membran (Kiefer 6-10)
21	Fotodokumentation ohne Naht
22	DVT ohne Naht
23	Setzen der Naht: zweimal Double Sling Suture, einmal horizontale Matratzennaht, dreimal Einzelknopfnaht
24	Fotodokumentation mit Naht
25	Optischer Scan mit Naht mit der CEREC Omnicam
26	DVT mit Naht
27	Eröffnen der Naht
28	Foto nach Eröffnen der Naht

2.6 Einteilung der Untersuchungsgruppen

2.6.1 Verteilung der Tenting Screws und Membranen

Die Tenting Screws wurden randomisiert in jeweils einem Defekt pro Kiefer eingebracht. Das standardisierte Operationsvorgehen gab vor, dass in den Kiefern 1 bis 5 zuerst die Membran Ossix® Plus verwendet und in den Kiefern 6 bis 10 mit der Bio-Gide® Membran begonnen wurde. Dadurch konnte jedem Quadranten auch die verwendete Membran in der jeweiligen Operation zugeordnet werden. Tabelle 6 zeigt eine Auflistung der Kiefer mit den jeweiligen Quadranten, der verwendeten Membran und das Vorhandensein einer Tenting Screw.

2.6.2 Benennung der verschiedenen Untersuchungsgruppen

Aufgrund der Verwendung von zwei verschiedenen Membranen und dem Vorhandensein einer Tenting Screw in einem der beiden Quadranten, ergeben sich vier Untersuchungsgruppen:

Ossix: ***Ossix® Plus Membran, ohne Tenting Screw***

OssixS: ***Ossix® Plus Membran, mit Tenting Screw***

BioG: ***Bio-Gide® Membran, ohne Tenting Screw***

BioGS: ***Bio-Gide® Membran, mit Tenting Screw***

Die oben genannten Abkürzungen der vier Untersuchungsgruppen werden im Folgenden zur Vereinfachung verwendet.

2 Material und Methoden

Tabelle 6: Verteilung der Membranen und Tenting Screws, mit „X“ markiert die Quadranten mit Tenting Screw

Kiefer	Operation	Material	Quadrant	Tenting Screw
1	1	Ossix®	3	X
			4	
	2	Bio-Gide®	3	X
			4	
2	1	Ossix®	3	
			4	X
	2	Bio-Gide®	3	
			4	X
3	1	Ossix®	3	X
			4	
	2	Bio-Gide®	3	X
			4	
4	1	Ossix®	3	
			4	X
	2	Bio-Gide®	3	
			4	X
5	1	Ossix®	3	X
			4	
	2	Bio-Gide®	3	X
			4	
6	1	Bio-Gide®	3	X
			4	
	2	Ossix®	3	X
			4	
7	1	Bio-Gide®	3	
			4	X
	2	Ossix®	3	
			4	X
8	1	Bio-Gide®	3	
			4	X
	2	Ossix®	3	
			4	X
9	1	Bio-Gide®	3	
			4	X
	2	Ossix®	3	
			4	X
10	1	Bio-Gide®	3	
			4	X
	2	Ossix®	3	
			4	X

2.7 Auswertung der STL-Daten

Durch Vergleich des bukkalen Volumens der Ausgangssituation mit dem Volumen nach Augmentation und Nahtverschluss sollte ein eventueller Volumenschwund oder- zuwachs durch Augmentation mit Kollagenmembran und Tent Pole-Technik dargestellt werden.

Mithilfe des Programmes *GOM Inspect 2018* konnten nach Import der STL-Datensätze von Ausgangssituation und der Situation nach Naht die Kieferabschnitte überlagert werden. Dazu erfolgte zunächst eine Vorausrichtung anhand von eindeutigen Landmarken wie Frontzähnen und Prämolaren. Zur Optimierung der Überlagerung wurde außerdem eine 3-Punkt-Ausrichtung durchgeführt, bei der drei signifikante Strukturen wie Höckerspitzen und Zahnflächen manuell markiert wurden. Durch Aktivierung des Flächenvergleichs und Einstellen einer geeigneten Skalierung (1 mm bis - 1 mm) konnten Unterschiede in der Oberflächenbeschaffenheit zwischen den beiden Kieferabschnitten durch Ansicht im Falschfarbenbild dargestellt werden (*Abb. 17*). Da für diese Untersuchung lediglich der nach bukkal fenestrierte Anteil der Augmentation von Bedeutung war, wurde dieser zusätzlich manuell markiert. Aus allen Punkten in diesem Bereich wurde schließlich ein arithmetischer Mittelwert berechnet, der den Volumenschwund beziehungsweise -zuwachs im Vergleich zur Ausgangssituation angab.

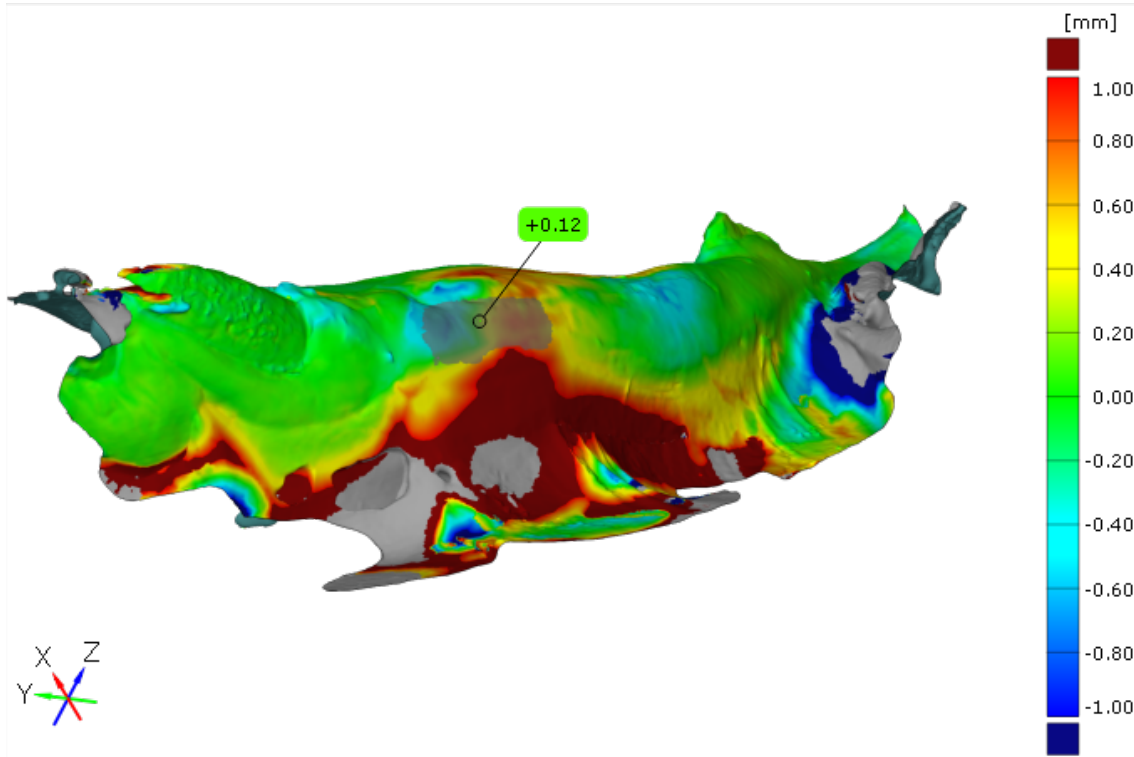


Abbildung 17: Überlagerte Kieferabschnitte mit Volumenvergleich von vor und nach Augmentation im Falschfarbenbild

Quelle: eigener Screenshot im Programm GOM Inspect 2018

2.8 Auswertung der DICOM-Daten

Durch Vergleich des bukkalen Volumens im Augmentatbereich vor und nach Naht soll der Einfluss der Nahtspannung, die Lagestabilität der beiden verschiedenen Membranen und die Relevanz der Tenting Screw herausgearbeitet werden.

2.8.1 Segmentierung der Augmentate und Referenzimplantate

Nachdem die DVT-Bilder der zehn Schweinekiefer mit der Cutting-Funktion des Programms *3D Slicer*, wie unter 2.4 beschrieben, zugeschnitten wurden, erfolgte die Segmentierung mit dem Ziel, die Bereiche der Augmentate und Referenzimplantate als Einzeldaten zu extrahieren. Aufgrund des Dichteunterschieds zwischen Knochenersatzmaterial, den metallenen Referenzkörpern und dem umliegenden Knochen- und Weichgewebe resultierten unterschiedliche Grauwerte im DVT-Bild. Dadurch konnte durch Einstellung des jeweiligen Graubereichs die relevanten Strukturen und Körper gezielt markiert und umrandet werden (*Abb. 18*).

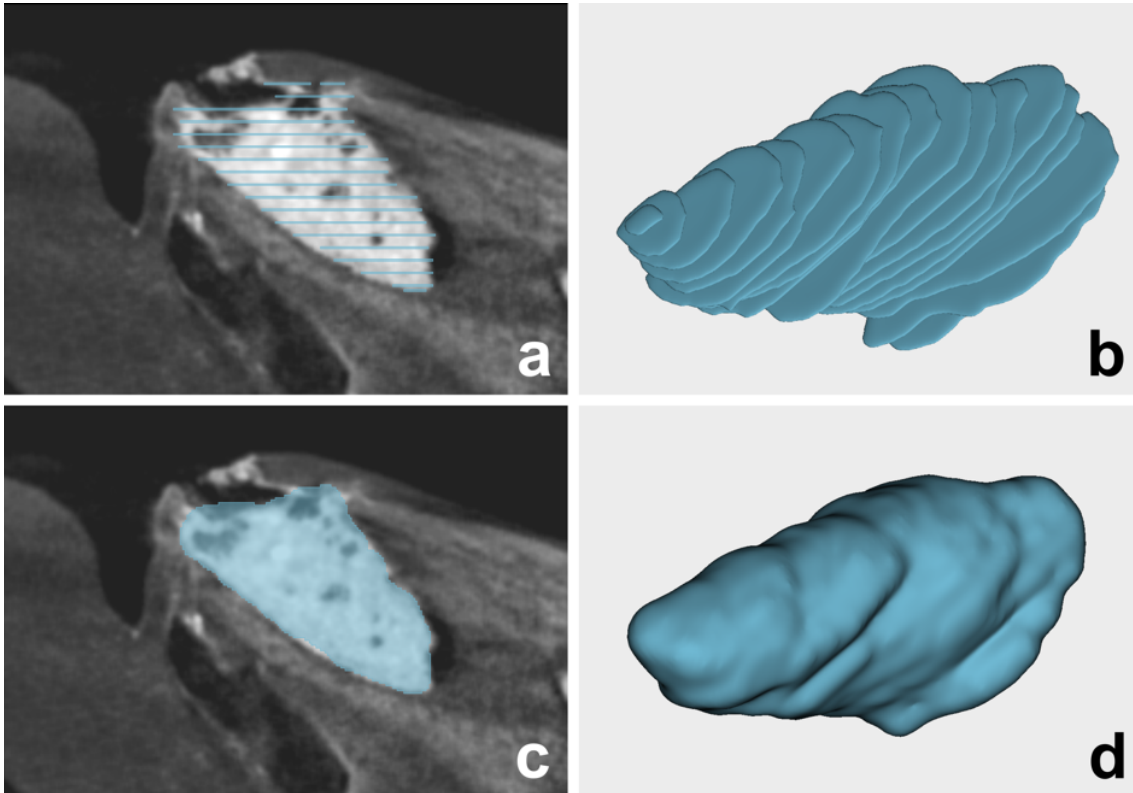


Abbildung 18: *Markierung einzelner Schnittbilder mit Konstruktion eines 3D-Körpers*
a Umrissmarkierung im Schnittbild
b 3D-Rekonstruktion der Schnittbilder
c Auffüllen der Leerräume zwischen den Schnittbildern
d 3D-Rekonstruktion des gesamten Volumenkörpers

Quelle: eigener Screenshot im Programm 3D Slicer

Aus den einzelnen Schnittbildern konnte mithilfe einer Füllfunktion ein dreidimensionaler Körper konstruiert werden. Zusätzlich dazu wurde die Oberfläche des konstruierten Körpers geglättet, um eventuelle Ungenauigkeiten bei der Umrandung zu korrigieren.

Mit diesem Arbeitsschritt konnten sowohl Einzeldaten von Augmentaten und Referenzimplantaten, als auch Gruppendateien extrahiert werden, die die genaue Lagebeziehung der 3D-Objekte beinhalteten und so als Grundlage für die Überlagerung und Auswertung des vestibulären Volumens der Augmentate dienten (Abb. 19).

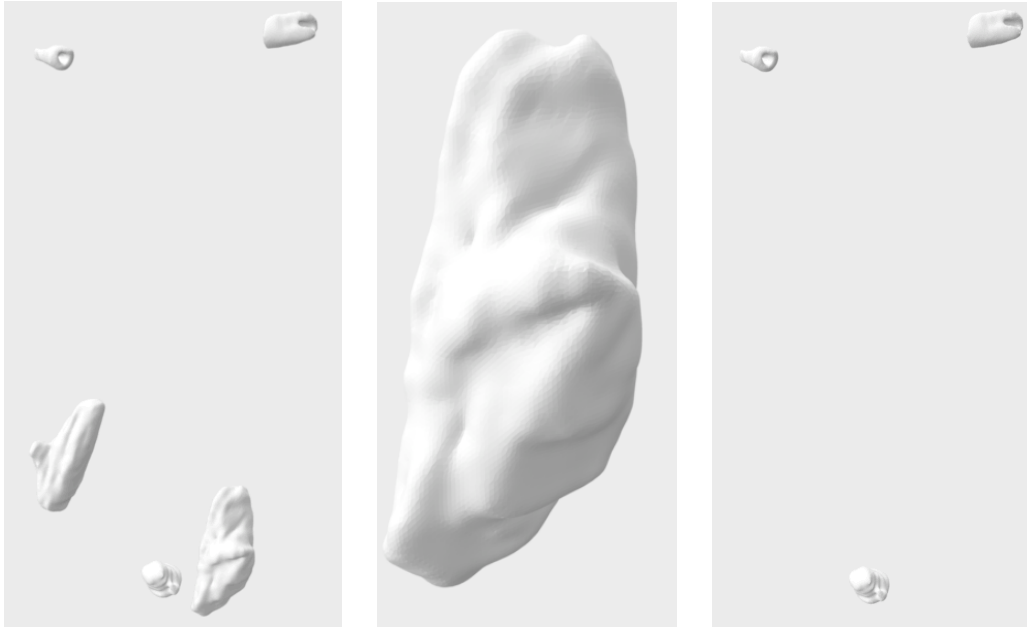


Abbildung 19: *Dreidimensional konstruierte Volumenkörper von Augmentaten und Referenzimplantaten*

Quelle: eigener Screenshot

2.8.2 Überlagerung der segmentierten DICOM-Daten

Die Auswertung der Volumenkörper erfolgte mit dem Programm *GOM Inspect 2018* durch Überlagerung der segmentierten DICOM-Daten vor und nach Nahtverschluss. Es wurden dafür die dreidimensionalen Modelle der Augmentate und Referenzimplantate importiert, wobei eines den Zustand vor und das andere den Zustand nach Naht darstellte.

Aufgrund der eindeutigen Lagebeziehung der konstruierten dreidimensionalen Körper zueinander konnten diese exakt überlagert werden (*Abb. 20*). Die grüne Farbcodierung im Bereich der Referenzkörper wies auf eine Überlagerung mit 0,00 mm Abweichung hin.

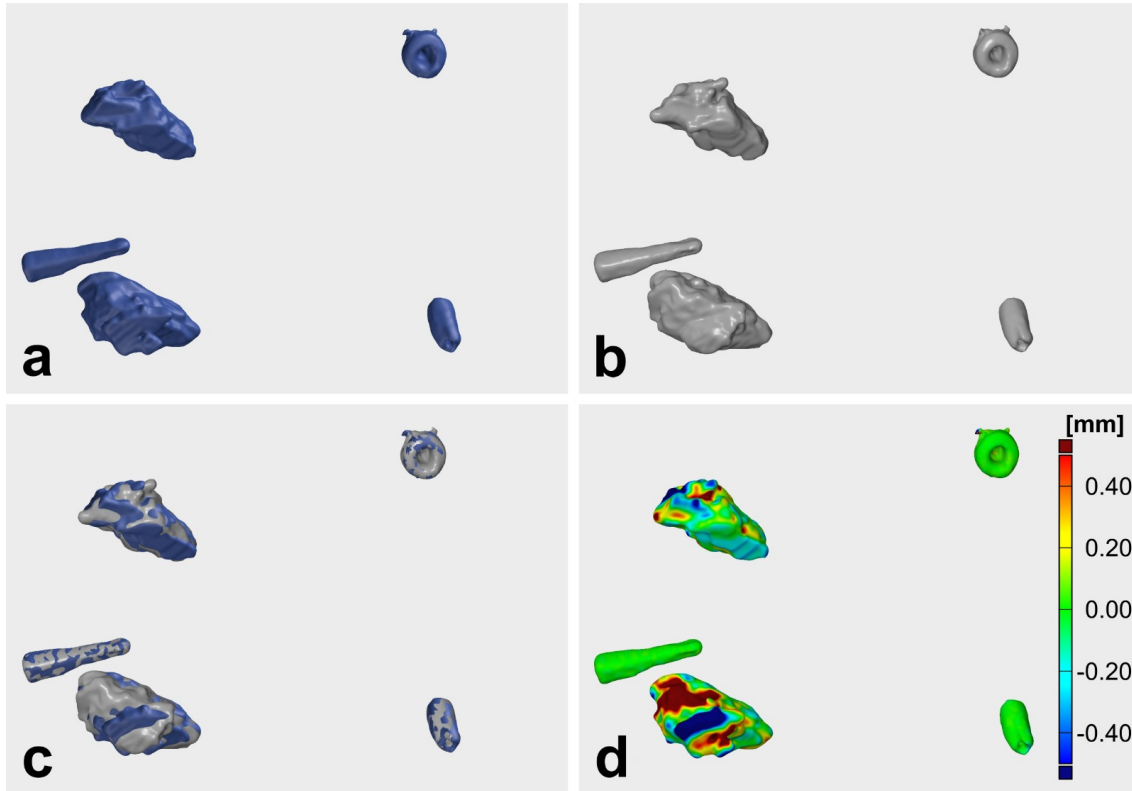


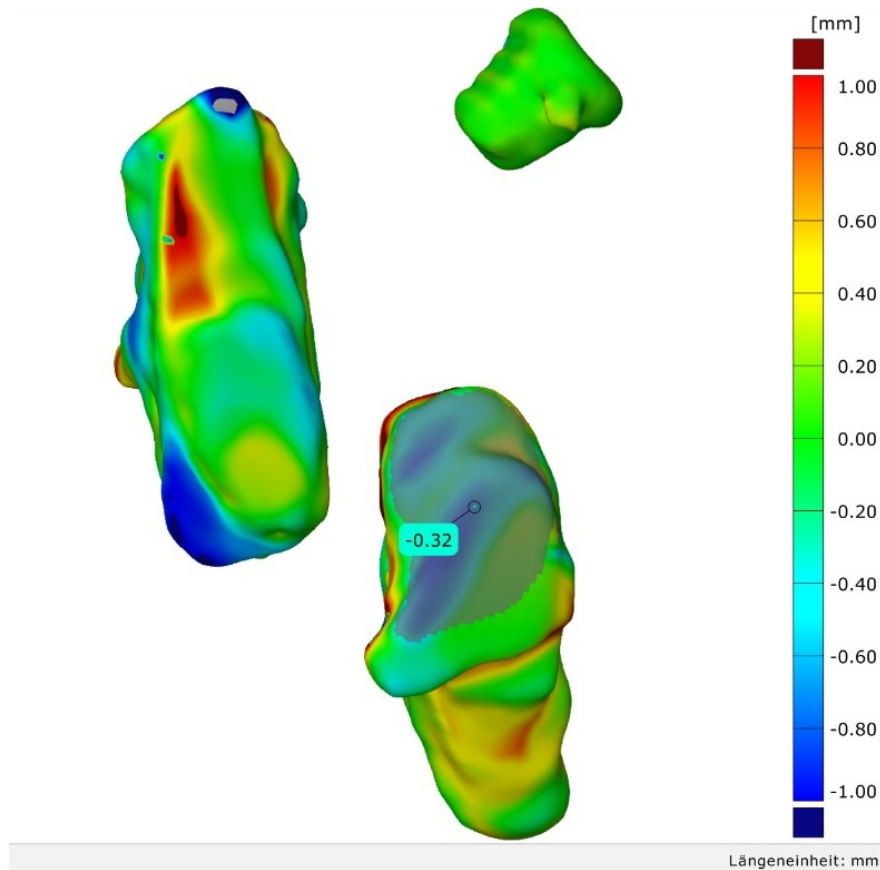
Abbildung 20: Überlagerung (c) der Augmentate vor Naht (b) und nach Naht (a) und der Referenzimplantate.
Darstellung der Volumenabweichung im Falschfarbenbild mit Abweichungsskala in mm (d).

Quelle: eigener Screenshot im Programm GOM Inspect 2018

Nach Aktivierung des Flächenvergleichs waren Unterschiede in der Oberflächenstruktur und dem Volumen der beiden Augmentate im Falschfarbenbild sichtbar (Abb. 20 d). Außerdem wurde die Gesamtabweichung der ausgewerteten Fläche in Millimeter angegeben.

Da nur der anterior-vestibuläre Anteil des Augmentats in Kontakt mit dem Weichgewebe stand, war dieser im Vergleich zum posterioren, im Knochen gelegenen Teil, durch die Spannung der Naht und die Widerstandskraft der Materialien weniger lagestabil. Deshalb wurde eine Markierung des entsprechenden Bereichs im 3D-Modell vorgenommen, um so die Berechnung der Gesamtabweichung auf die relevanten vestibulären Anteile zu beschränken (Abb. 21).

Die Ergebnisse der Auswertung, in diesem Fall die arithmetischen Mittelwerte, wurden in einer Excel-Tabelle dokumentiert.



*Abbildung 21: Darstellung der Volumenabweichung der überlagerten Augmentate vor und nach Nachtverschluss als Mittelwert im Falschfarbenbild
Quelle: eigener Screenshot im Programm GOM Inspect 2018*

Zusätzlich zur Auswertung der gesamten vestibulären Fläche erfolgte eine Unterteilung in drei Segmente: *krestal*, *mittig* und *apikal* (Abb. 22). Die Werte der Volumenabweichung in den einzelnen Abschnitten wurden ebenfalls in einer Excel-Tabelle dokumentiert.

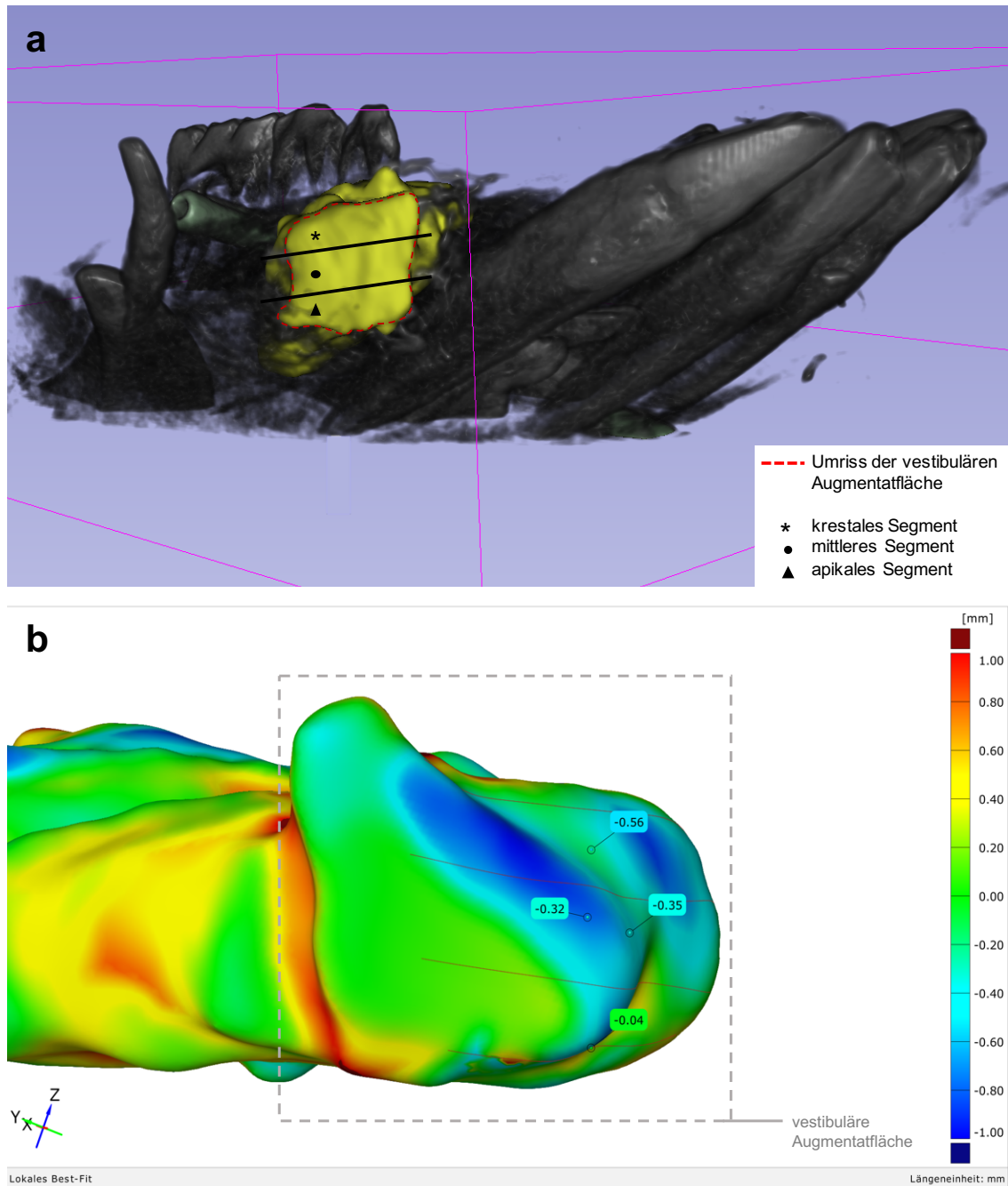


Abbildung 22: Unterteilung des Augmentats in drei Segmente: „krestal“, „mittig“ und „apikal“.

- a Schematische Einteilung der vestibulären Augmentatfläche in ein krestales, mittleres und ein apikales Segment
- b Volumenabweichung je Segment im Vergleich vor und nach Nahtverschluss angegeben als Mittelwert und dargestellt mithilfe einer Farbskala.

Quelle: eigene Screenshots im Programm 3D Slicer (a) und GOM Inspect 2018 (b)

2.9 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit *SPSS Subscription* in der Version 25 von 2017. Es handelte sich in allen Auswertungen um einen Test auf Lageunterschied. Da sämtliche im Rahmen dieser Untersuchung gemessenen Werte keine Normalverteilung aufwiesen und eine Variable in zwei verschiedenen Gruppen getestet wurde, kam der nichtparametrische *Mann-Whitney-U-Signifikanztest* mit einem Signifikanzniveau von 0.05 zum Einsatz.

Es erfolgten drei statistische Auswertungen:

1. Auswertung der Ergebnisse aus den STL-Daten:

Test auf signifikante Volumenunterschiede zwischen den Augmentations-techniken und -materialien im Vergleich von Ausgangssituation und der Situation nach Nahtverschluss im Bereich der vestibulären Augmentatfläche

Nullhypothese: Das vestibuläre Volumen ist vor und nach Augmentation in allen Untersuchungsgruppen gleich.

p-Wert nicht signifikant ($p \geq 0.05$): Es ist kein signifikanter Unterschied feststellbar.

p-Wert signifikant ($p < 0.05$): Das vestibuläre Volumen unterscheidet sich vor und nach Augmentation signifikant.

2. Auswertung der Ergebnisse aus den DICOM-Daten:

Test auf signifikante Volumenunterschiede zwischen den Augmentations-techniken und -materialien im Vergleich vor und nach Nahtverschluss im Bereich der vestibulären Augmentatfläche

Nullhypothese: Die vestibuläre Volumenabweichung ist im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss in allen Untersuchungsgruppen gleich.

p-Wert nicht signifikant ($p \geq 0.05$): Es ist kein signifikanter Unterschied zwischen den vier Gruppen feststellbar.

p-Wert signifikant ($p < 0.05$): Das vestibuläre Volumen vor und nach Nahtverschluss unterscheidet zwischen den Gruppen signifikant, d.h. es liegen Unterschiede in der Lagestabilität gegen die Nahtspannung vor.

3. Auswertung der Ergebnisse aus den DICOM-Daten mit Drittelung:

Test auf signifikante Volumenunterschiede zwischen den Augmentations-techniken und -materialien im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss, jedoch nach Drittelung der vestibulären Augmentatfläche in einen krestalen, mittleren und apikalen Bereich

Nullhypothese: Die vestibuläre Volumenabweichung ist im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss in allen 16 Untersuchungsgruppen gleich.

p-Wert nicht signifikant ($p \geq 0.05$): Es ist kein signifikanter Unterschied zwischen den 16 Gruppen feststellbar.

p-Wert signifikant ($p < 0.05$): Das vestibuläre Volumen vor und nach Nahtverschluss unterscheidet zwischen den Gruppen signifikant, d.h. die Augmentatsegmente unterschieden sich in ihrer Lagestabilität gegen die Nahtspannung.

3 Ergebnisse

3.1 Auswertung der STL-Daten: bukale Volumenunterschiede im Vergleich von Ausgangssituation und der Situation nach Naht

3.1.1 Ermittlung der vestibulären Volumenabweichung nach Naht im Vergleich zur Ausgangssituation vor Augmentation

Zuerst erfolgte die Auswertung der STL-Datensätze. Dabei wurden die Omnicam-Scans der Ausgangssituation vor Augmentation mit den Aufnahmen nach Augmentation und Nahtverschluss verglichen. Die Dokumentation der Kieferkämme erfolgte dabei nach jeder der beiden Operationen mit jeweils einer der beiden Membranen. Daraus ergaben sich jeweils zwei Ergebniswerte pro Quadrant und Kiefer.

Aufgrund der anatomischen Unterschiede des Schweinekiefers im Vergleich zum menschlichen Kiefer war zum Teil kein einwandfreier Scanvorgang mit der Omnicam möglich. Als Ursache kann die fehlende Oberflächenstruktur der Mukosa des Schweineunterkiefers im Vergleich zu Zähnen aufgeführt werden. Fehlende eindeutige Referenzpunkte erschwerten ein fehlerfreies Scannen und damit eine originalgetreue 3D-Rekonstruktion (Andriessen, Rijkens et al. 2014). Daraus resultiert eine limitiert eindeutige Überlagerung im Programm *GOM Inspect 2018*, was zu einem Ausschluss der jeweiligen Datensätze aus der Auswertung führte. Tabelle 7 zeigt die vestibuläre Volumenabweichung im Augmentatbereich nach Nahtverschluss im Vergleich zur Ausgangssituation.

3 Ergebnisse

Tabelle 7: Vestibuläre Volumenabweichung in den STL-Daten im Vergleich von Ausgangssituation und der Situation nach Naht

In dunkelgrau markiert die nicht zu überlagernden und damit unbrauchbaren Datensätze. Dazu angegeben als "Fehler" die Genauigkeit der Überlagerung. Alle Werte angegeben in Millimeter.

Kiefer	OP	Quadrant	Membran	Tenting Screw	Fehler	Abweichung
1	1	3	Ossix		0,37	0,20
		4	Ossix	X	0,37	0,14
	2	3	BioG		0,16	0,33
		4	BioG	X	0,37	0,25
2	1	3	Ossix	X	0,36	- 0,07
		4	Ossix		0,37	0,27
	2	3	BioG	X	0,50	0,36
		4	BioG		0,29	0,51
3	1	3	Ossix		0,03	0,12
		4	Ossix	X	0,40	0,31
	2	3	BioG		0,20	
		4	BioG	X	0,37	0,24
4	1	3	Ossix	X	0,22	0,46
		4	Ossix		0,25	0,07
	2	3	BioG	X	0,31	
		4	BioG		0,45	0,31
5	1	3	Ossix			
		4	Ossix	X		
	2	3	BioG		0,08	0,06
		4	BioG	X	0,44	0,34
6	1	3	BioG		0,52	0,11
		4	BioG	X	0,06	0,29
	2	3	Ossix		0,30	
		4	Ossix	X	0,20	0,18
7	1	3	BioG	X	0,30	- 0,10
		4	BioG		0,12	0,10
	2	3	Ossix	X	0,10	- 0,33
		4	Ossix		0,10	0,02
8	1	3	BioG	X	0,08	
		4	BioG		0,07	
	2	3	Ossix	X	0,54	0,21
		4	Ossix		0,04	0,09
9	1	3	BioG	X	0,01	0,45
		4	BioG		0,14	0,57
	2	3	Ossix	X	0,05	- 0,09
		4	Ossix		0,42	0,18
10	1	3	BioG	X	0,13	
		4	BioG		0,30	0,09
	2	3	Ossix	X		
		4	Ossix		0,29	- 0,16

Ein Großteil der Augmentate weist eine geringe positive vestibuläre Volumenänderung im Bereich bis maximal 0,57 mm im Vergleich zur Ausgangssituation vor Augmentation auf. Einige Werte liegen im negativen Bereich bis - 0,33 mm, was dazu führt, dass man insgesamt von einem sehr geringen Volumenzuwachs beziehungsweise -schwund sprechen kann.

Auffällig sind jedoch die relativ hohen Fehlerwerte der Überlagerung in Bezug auf die geringen Abweichungswerte des vestibulären Volumenunterschieds. Diese lassen sich mit den fehlenden eindeutigen anatomischen Strukturen auf dem Schweinekieferramm erklären, die das präzise scannen mit der CEREC Omnicam und das spätere genaue Überlagern mit *GOM Inspect 2018* erschweren. Die in Tabelle 7 dunkelgrau markierten Quadranten konnten nicht eindeutig überlagert und ausgewertet werden und wurden deshalb bei der Auswertung nicht berücksichtigt.

3.1.2 Einfluss der Tenting Screw und der verwendeten Membran auf die Volumenstabilität in der STL-Auswertung

Basierend auf dem Operationsprotokoll, das die Verwendung der jeweiligen Membran und das Setzen der Tenting Screw in einem der beiden Quadranten vorgibt, wurden, wie unter Punkt 2.6.2 beschrieben, vier verschiedene Untersuchungsgruppen (*Ossix*, *OssixS*, *BioG*, *BioGS*) ermittelt. Diese gaben den vestibulären Volumenunterschied nach Nahtverschluss im Vergleich zur Ausgangssituation vor Augmentation abhängig vom Vorhandensein einer Tenting Screw und der jeweils verwendeten Membran an. Tabelle 8 zeigt die Verteilung der Messwerte auf die vier Untersuchungsgruppen mit Angabe der Durchschnittswerte.

3 Ergebnisse

Tabelle 8: Aufteilung der Werte in vier verschiedene Untersuchungsgruppen: „Ossix“, „OssixS“, „BioG“ und „BioGS“

Aufteilung anhand der Merkmale der verwendeten Membran und dem Vorhandensein einer Tenting Screw. Die Durchschnittswerte der vestibulären Abweichung angegeben in Millimeter.

Ossix	OssixS	BioG	BioGS
0,20	0,14	0,33	0,25
0,27	- 0,07	0,51	0,36
0,12	0,31	0,31	0,24
0,07	0,46	0,06	0,34
0,02	0,18	0,11	0,29
0,09	- 0,33	0,10	- 0,10
0,18	0,21	0,57	0,45
- 0,16	- 0,09	0,09	
Ø 0,1	Ø 0,1	Ø 0,26	Ø 0,26

Die Durchschnittswerte in Tabelle 8 weisen insgesamt auf eine geringe mittlere Volumenveränderung von 0,1 mm und 0,26 mm im Durchschnitt hin. Die Durchschnittswerte im Zusammenhang mit der Bio-Gide® Membran sind im Vergleich zur Ossix® Plus Membran um 0,16 mm höher, was auf einen geringen Volumenvorteil der Ribose-kreuzvernetzten Ossix® Plus Membran, unabhängig von der Verwendung der Tent Pole-Technik, schließen lässt.

Abbildung 23 zeigt die Streuung und Medianwerte der einzelnen Gruppendaten. Dabei fallen vor allem die Medianwerte auf, die sich alle im Bereich von 0,1 mm bis 0,3 mm befinden. Das wiederum zeigt eine relative Konstanz im augmentierten Volumen. Außerdem imponiert die große Streuung der Werte in der Gruppe OssixS, was auf Messungenauigkeiten zurückzuführen ist.

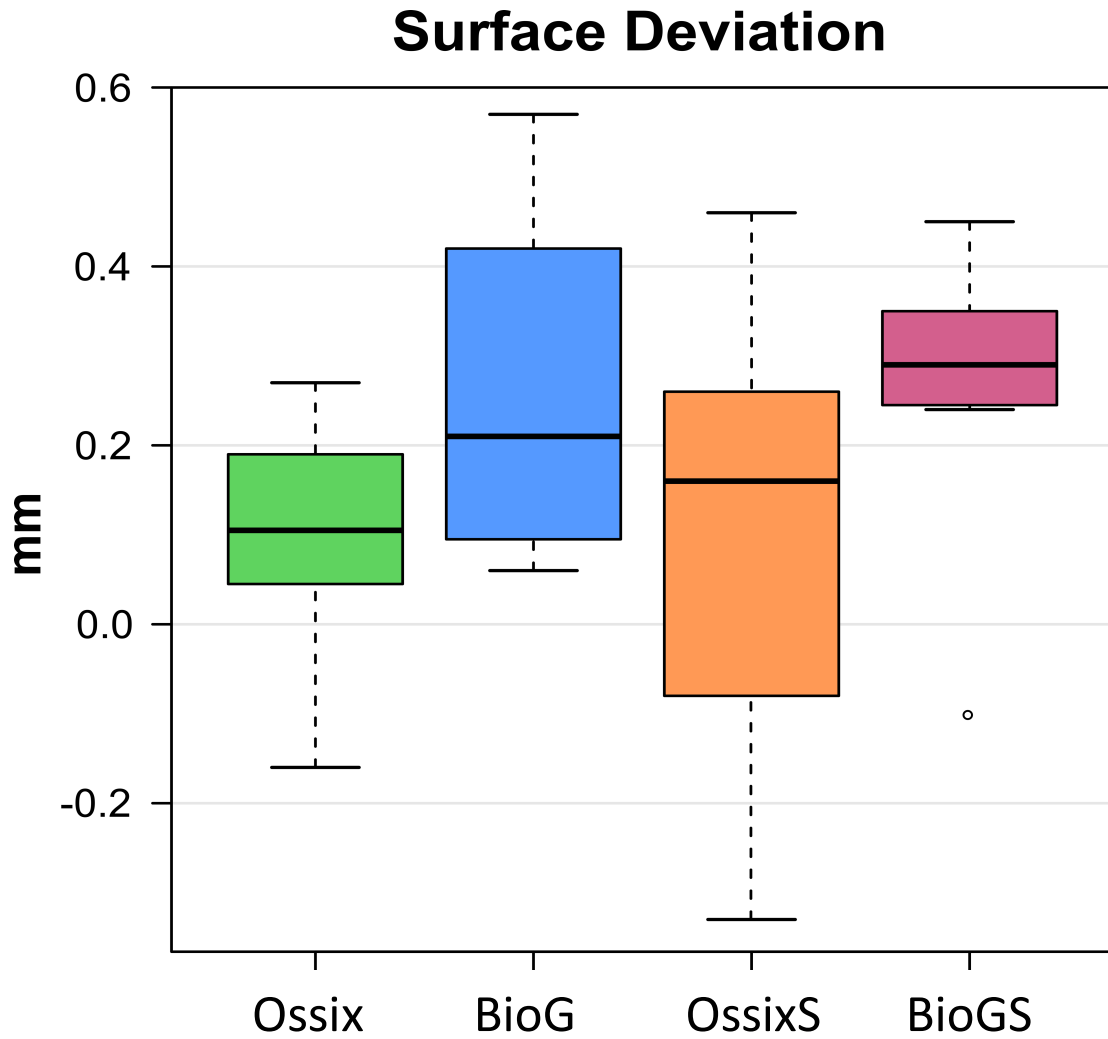


Abbildung 23:

Graphische Darstellung des vestibulären Volumenunterschieds in den STL-Daten im Vergleich von Ausgangssituation und der Situation nach Nahtverschluss.

Darstellung der Streuung und Medianwerte der vier Untersuchungsgruppen (Ossix, OssixS, BioG, BioGS)

3.1.3 Statistische Auswertung der STL-Daten: vestibuläre Volumenunterschiede im Vergleich von Ausgangssituation und der Situation nach Nahtverschluss

Tabelle 9: Statistische Auswertung der STL-Daten

Statistische Auswertung mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests mit einem Signifikanzniveau von 0.05. In der Tabelle aufgeführt die resultierenden p -Werte, dabei dunkelgrau markiert die Werte, die im signifikanten Bereich (< 0.05) liegen.

	BioG	BioGS	Ossix
BioGS	0.529		
Ossix	0.156	0.016	
OssixS	0.318	0.093	0.721

Tabelle 9 zeigt die Ergebnisse des Signifikanztests. Bis auf den Vergleich der Gruppen Ossix und BioGS ($p = 0.016$) lagen alle p -Werte weit über dem Signifikanzniveau von 0.05. Das lässt darauf schließen, dass sich in den STL-Daten das vestibuläre Volumen in den Untersuchungsgruppen vor und nach Augmentation kaum unterscheidet. Allenfalls konnte aufgrund der überwiegend gering positiven Abweichungswerte aus Tabelle 7 eine leichte Überaugmentation festgestellt werden.

3.2 Auswertung der DICOM-Daten: bukale Volumenunterschiede im Vergleich der Situation vor und nach Nahtverschluss

3.2.1 Ermittlung der vestibulären Volumenänderung nach Nahtverschluss im Vergleich zur Situation vor Naht

Um den Einfluss der Nahtspannung auf die verschiedenen Augmentationstechniken und Materialien herauszuarbeiten, wurden im zweiten Schritt der Auswertung die DVT- Aufnahmen vor und nach Nahtverschluss unter Verwendung beider Membranen und der Tent Pole-Technik verglichen. Daher resultierten, wie schon in der ersten Auswertung der STL-Daten, zwei Ergebniswerte pro Quadrant und Kiefer. Diese ließen einen Vergleich der verwendeten Membranen und das Aufzeigen eines eventuellen Nutzens der Tenting Screw in Bezug auf die Widerstandsfähigkeit gegen die Nahtspannung zu. Basierend auf der Hypothese „mehr Lagestabilität bei Verwendung einer Tenting Screw“, sind im Folgenden in Tabelle 10 die Werte der vestibulären Volumenabweichung im Augmentatbereich im Vergleich der Situation nach Nahtverschluss zum Volumen vor Naht aufgelistet.

3 Ergebnisse

Tabelle 10: Werte der vestibulären Abweichung nach Vergleich der Situation vor und nach Naht mit dem Programm GOM Inspect 2018

Die angegebenen Werte in Millimeter. Die positiven Werte in dunkelgrau markiert.

Kiefer	Material	Quadrant	Tenting Screw	Abweichung vestibulär
1	Ossix®	3		- 0,32
	Ossix®	4	X	- 0,08
	Bio-Gide®	3		- 0,73
	Bio-Gide®	4	X	- 0,34
2	Ossix®	3	X	- 0,06
	Ossix®	4		- 1,03
	Bio-Gide®	3	X	- 0,25
	Bio-Gide®	4		- 1,31
3	Ossix®	3		- 1,07
	Ossix®	4	X	- 0,13
	Bio-Gide®	3		- 0,94
	Bio-Gide®	4	X	0,13
4	Ossix®	3	X	0,00
	Ossix®	4		- 0,14
	Bio-Gide®	3	X	- 0,04
	Bio-Gide®	4		- 1,21
5	Ossix®	3		- 0,70
	Ossix®	4	X	0,08
	Bio-Gide®	3		- 0,68
	Bio-Gide®	4	X	- 0,19
6	Bio-Gide®	3		- 1,45
	Bio-Gide®	4	X	- 0,22
	Ossix®	3		- 1,30
	Ossix®	4	X	- 0,12
7	Bio-Gide®	3	X	- 0,97
	Bio-Gide®	4		- 0,37
	Ossix®	3	X	- 0,43
	Ossix®	4		- 0,56
8	Bio-Gide®	3	X	- 0,26
	Bio-Gide®	4		- 0,67
	Ossix®	3	X	- 0,25
	Ossix®	4		- 0,58
9	Bio-Gide®	3	X	- 0,08
	Bio-Gide®	4		- 0,51
	Ossix®	3	X	- 0,13
	Ossix®	4		- 0,87
10	Bio-Gide®	3	X	0,10
	Bio-Gide®	4		- 0,61
	Ossix®	3	X	- 0,53
	Ossix®	4		- 0,10

Tabelle 10 zeigt, dass die Volumenwerte der DICOM-Auswertung, bis auf drei positive Ergebnisse, im negativen Bereich bis maximal - 1,45 mm liegen. Das lässt darauf schließen, dass der augmentierte Bereich durch die Spannung des Nahtverschlusses komprimiert wurde und demnach bukkal ein Volumenschwund verzeichnet werden konnte. Die wenigen positiven Werte in der Ergebnistabelle, die für eine Volumenzunahme nach Nahtverschluss sprechen würden, liegen im Bereich von maximal + 0,13 mm und sind auf die Grenzen der DVT-Auflösung sowie auf Ungenauigkeiten bei der Segmentierung und Überlagerung zurückzuführen. Auch eine Überaugmentation mit KEM wäre als Ursache denkbar.

3.2.2 Einfluss der Tenting Screw und der verwendeten Membran auf die Volumenstabilität in der DICOM-Auswertung

Durch Aufgliederung der Ergebniswerte aus Tabelle 10 in die vier verschiedenen Untersuchungsgruppen *Ossix*, *OssixS*, *BioG* und *BioGS* war ein Vergleich der Augmentation mit und ohne Schraube möglich. Außerdem konnten eventuelle Unterschiede zwischen den beiden verwendeten Membranen in Bezug auf die Volumenstabilität der bukkalen Kontur hervorgehoben werden. Tabelle 11 zeigt die Einteilung der Ergebniswerte in die vier Untersuchungsgruppen.

Tabelle 11: Darstellung der Volumenänderung in den vier Untersuchungsgruppen in Millimeter

Aufteilung anhand der Merkmale der verwendeten Membran und dem Vorhandensein einer Tenting Screw. Dazu die Durchschnittswerte der einzelnen Untersuchungsgruppen.

Ossix	BioG	OssixS	BioGS
- 0,32	- 0,73	- 0,08	- 0,34
- 1,03	- 1,31	- 0,06	- 0,25
- 1,07	- 0,94	- 0,13	0,13
- 0,14	- 1,21	0,00	- 0,04
- 0,70	- 0,68	0,08	- 0,19
- 1,30	- 1,45	- 0,12	- 0,22
- 0,56	- 0,37	- 0,43	- 0,97
- 0,58	- 0,67	- 0,25	- 0,26
- 0,87	- 0,51	- 0,13	- 0,08
- 0,10	- 0,61	- 0,53	0,10
Ø - 0,67	Ø - 0,85	Ø - 0,17	Ø - 0,21

Bei der Betrachtung der Durchschnittswerte der verschiedenen Untersuchungsgruppen fällt auf, dass die Gruppen *OssixS* und *BioGS* im Vergleich zu den Gruppen *Ossix* und *BioG* geringere negative Werte von maximal - 0,21 mm aufwiesen. Daraus lässt sich schließen, dass es unter der Verwendung einer stabilisierenden Tenting Screw bei der Augmentation zur einem geringeren Volumenverlust nach Nahtverschluss kommt. Demnach kann man von einem Gewinn an Lagestabilität gegen die Spannung des Nahtverschlusses bei der Augmentation mit der Tent Pole-Technik sprechen. Außerdem wiesen die beiden Gruppen, in denen die *Ossix® Plus* Membran Verwendung fand, einen geringfügig kleineren Volumenverlust von - 0,67 mm (ohne Tenting Scew) und - 0,17 mm (mit Tenting Screw) im Durchschnitt auf. Die Mittelwerte der untersuchten Augmentationen mit der *Bio-Gide®* Membran lagen im Vergleich dazu mit - 0,85 mm (ohne Tenting Scew) und - 0,21 mm (mit Tenting Screw) geringfügig höher.

Die ersichtliche Streuung und Lage der Medianwerte in Abbildung 24 untermauern diese Erkenntnisse. Die Medianwerte und das 25% bis 75%-Quantil der Gruppen *OssixS* und *BioGS* liegen im Bereich zwischen 0 mm und - 0,05 mm, wohingegen sich die Mediane und Quantile der Gruppen *Ossix* und *BioG* im Bereich zwischen - 0,5 mm und - 1 mm ansiedeln. Diese Darstellung zeigt somit einen geringeren Volumenverlust nach Nahtverschluss bei Augmentation mit Tenting Screw. Ebenso gut erkennbar ist der geringe Vorteil im Volumenerhalt der *Ossix® Plus* Membran im Vergleich zur *Bio-Gide®* Membran unabhängig von der Verwendung einer Tenting Screw. Auffallend ist auch die geringere Streuung der Ergebniswerte in den Gruppen *OssixS* und *BioGS* im Vergleich zu den Gruppen *Ossix* und *BioG*, was für reproduzierbare und konstante Ergebnisse bei der Verwendung einer Tenting Screw spricht.

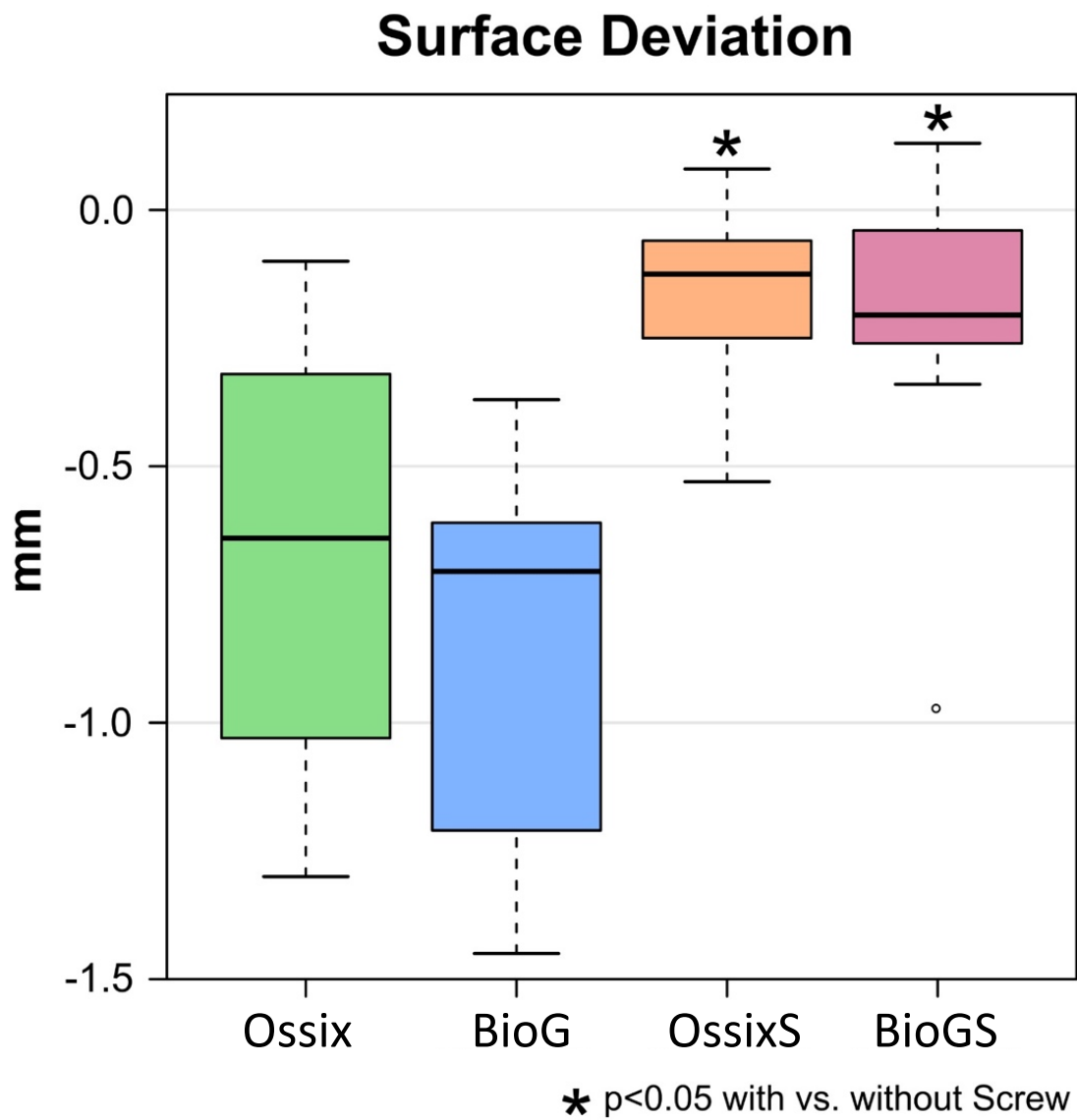


Abbildung 24:

Graphische Darstellung der Ergebniswerte aus den DICOM-Daten

Vergleich der vier Untersuchungsgruppen Ossix, BioG, Ossix und BioGS im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss. Darstellung im Boxplot mit Medianwerten, 25% bis 75% Quantil und Streuung.

3.2.3 Statistische Auswertung der DICOM-Daten: Signifikanz des bukkalen Volumenunterschieds im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss

Tabelle 12: Statistische Auswertung der DICOM-Daten

Auswertung mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests. Test auf Lageunterschied zwischen den vier verschiedenen Gruppen *Ossix*, *OssixS*, *BioG*, *BioGS* mit Angabe der *p*-Werte und einem Signifikanzniveau von 0.05. In dunkelgrau markiert die signifikanten Lageunterschiede.

	BioG	BioGS	Ossix
BioGS	0.001		
Ossix	0.326	0.016	
OssixS	0.000	0.567	0.003

In Tabelle 12 sind die Ergebnisse des Signifikanztests dargestellt. Basierend auf dem Signifikanzniveau von 0.05 sind folgende Volumenunterschiede signifikant: Signifikanter Lageunterschied zwischen *BioG* und *BioGS* ($p = 0,001$), zwischen *BioG* und *OssixS* ($p = 0$), zwischen *Ossix* und *BioGS* ($p = 0,016$) und zwischen *Ossix* und *OssixS* ($p = 0,003$). Demnach statistisch nicht signifikant war der Lageunterschied im Vergleich von *BioG* und *Ossix* ($p = 0,326$) und *BioGS* und *OssixS* ($p = 0,567$).

Es lässt sich ein eindeutiger statistisch signifikanter Unterschied zwischen Augmentationen mit Tenting Screw und ohne diese feststellen. Es kann von einem Einfluss der Nahtspannung auf das augmentierte vestibuläre Volumen ausgegangen werden. Dabei bringt die Tent Pole-Technik mit Osteosyntheseschraube und Kollagenmembran einen signifikanten Vorteil im Gegensatz zur Augmentation mit Kollagenmembran und ohne Tenting Screw mit sich. Die erhöhten vestibulären Volumenverluste bei der Augmentation ohne Tenting Screw sind vermutlich auf die Kompression von Hohlräumen im Augmentatbereich und die Verpressung von KEM durch die Nahtspannung zurück zu führen. Allerdings lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden verwendeten Membranen Ossix® Plus und Bio-Gide® feststellen. Das gilt sowohl für die Kombination mit Tenting Screw, als auch für die Augmentation ohne.

3.2.4 Bukkale Volumenunterschiede im Vergleich von vor und nach Nahtverschluss in verschiedenen Bereichen der vestibulären Augmentatfläche

Wie unter Punkt 2.8.2 beschrieben, wurde die Abweichung der gesamten vestibulären Augmentatfläche im Vergleich vor und nach Naht zunächst unter Bildung eines Mittelwerts ausgewertet. Es ist jedoch anzunehmen, dass sich der Nahtverschluss in verschiedenen Bereichen des Augmentats gerade bei Verwendung einer Tenting Screw unterschiedlich stark auf das Volumen auswirkt. Deshalb erfolgte im Programm *GOM Inspect 2018* durch Drittelung eine Einteilung der vestibulären Augmentatfläche in einen krestalen, mittleren und apikalen Bereich (vergleiche Abb. 22). Dadurch ergaben sich neue Ergebniswerte, die im Folgenden aufgelistet sind.

3 Ergebnisse

Tabelle 13: Werte der vestibulären Abweichung nach Einteilung des Augmentatbereichs in einen krestalen, mittleren und apikalen Anteil

Vergleich der Situation vor und nach Naht. Die angegebenen Werte in Millimeter. Die positiven Werte in dunkelgrau markiert.

Kiefer	Material	Quadrant	Tenting Screw	komplett	krestal	mittig	apikal
1	Ossix®	3		- 0,32	- 0,56	- 0,35	- 0,04
	Ossix®	4	X	- 0,03	0,10	- 0,08	- 0,10
	Bio-Gide®	3		- 0,77	- 0,60	- 0,86	- 0,85
	Bio-Gide®	4	X	- 0,36	0,04	- 0,63	- 0,49
2	Ossix®	3	X	- 0,04	- 0,13	- 0,09	0,10
	Ossix®	4		- 1,00	- 1,13	- 0,96	- 0,92
	Bio-Gide®	3	X	- 0,24	- 0,41	- 0,18	- 0,13
	Bio-Gide®	4		- 1,25	- 1,35	- 1,58	- 0,81
3	Ossix®	3		- 1,02	- 1,63	- 1,06	- 0,36
	Ossix®	4	X	- 0,13	- 0,05	0,00	- 0,35
	Bio-Gide®	3		- 0,90	- 1,14	- 0,94	- 0,63
	Bio-Gide®	4	X	0,19	0,10	0,55	- 0,07
4	Ossix®	3	X	- 0,18	- 0,37	- 0,15	- 0,03
	Ossix®	4		- 0,08	- 0,28	- 0,20	0,24
	Bio-Gide®	3	X	- 0,04	- 0,07	0,01	- 0,05
	Bio-Gide®	4		- 1,18	- 1,44	- 1,33	- 0,77
5	Ossix®	3		- 0,65	- 0,71	- 0,70	- 0,55
	Ossix®	4	X	0,14	- 0,10	0,28	0,24
	Bio-Gide®	3		- 0,67	- 0,71	- 0,84	- 0,45
	Bio-Gide®	4	X	- 0,17	- 0,41	- 0,33	0,22
6	Bio-Gide®	3		- 1,49	- 1,37	- 2,01	- 1,10
	Bio-Gide®	4	X	- 0,17	- 0,19	- 0,36	0,04
	Ossix®	3		- 1,35	- 1,53	- 2,01	- 0,52
	Ossix®	4	X	- 0,06	- 0,37	- 0,06	0,25
7	Bio-Gide®	3	X	- 0,92	- 1,07	- 0,99	- 0,71
	Bio-Gide®	4		- 0,45	- 0,12	- 0,78	- 0,46
	Ossix®	3	X	- 0,30	- 0,47	- 0,78	0,36
	Ossix®	4		- 0,64	- 1,09	- 0,38	- 0,45
8	Bio-Gide®	3	X	- 0,24	- 0,23	- 0,28	- 0,22
	Bio-Gide®	4		- 0,64	- 0,81	- 0,73	- 0,37
	Ossix®	3	X	- 0,19	- 0,53	- 0,25	0,21
	Ossix®	4		- 0,53	- 1,14	- 0,36	- 0,08
9	Bio-Gide®	3	X	- 0,10	- 0,56	0,04	0,23
	Bio-Gide®	4		- 0,49	- 0,60	- 0,58	- 0,29
	Ossix®	3	X	- 0,07	- 0,32	- 0,13	0,23
	Ossix®	4		- 0,90	- 1,13	- 0,87	- 0,71
10	Bio-Gide®	3	X	0,08	- 0,43	0,28	0,39
	Bio-Gide®	4		- 0,61	- 1,01	- 1,11	0,30
	Ossix®	3	X	- 0,58	- 1,63	- 0,63	0,52
	Ossix®	4		- 0,15	- 0,59	0,06	0,09

In Tabelle 13 fallen vor allem die überwiegend negativen Werte bis maximal -2,01 mm auf. Das lässt darauf schließen, dass es in der Mehrzahl der markierten Augmentatbereiche zu einem Volumenverlust durch den Nahtverschluss kam. Vor allem bei Betrachtung der Werte des krestalen Segments fällt eine klare Tendenz zu vermehrten vestibulären Volumeneinbußen auf. Allerdings häufen sich vor allem in den Spalten mit der Bezeichnung „mittig“ und „apikal“ auch einige gering positive Werte bis maximal + 0,55 mm. Ein Volumenzuwachs durch Nahtverschluss ist nach den Gesetzen der Mechanik auszuschließen. Die geringe Volumenzunahme im mittleren und apikalen Bereich einiger Augmentate könnte zum Beispiel durch eine Verlagerung der Augmentationsmaterialien nach apikal durch Spannungen und Kompressionskräfte während des Nahtverschlusses erklärt werden. Auch kann die Eigenspannung (Steifigkeit) der Membran einen Einfluss haben.

3.2.5 Einfluss der Lage der Osteosyntheseschraube auf die Volumenänderungen im krestalen, mittleren und apikalen Augmentatbereich

Zur besseren Übersicht erfolgte eine aufgeteilte Darstellung der Ergebniswerte unter Zuordnung zur verwendeten Membran und Augmentationstechnik (GBR mit/ohne Tenting Screw).

*Tabelle 14: Ergebniswerte nach Drittelung der vestibulären Augmentatfläche
Vergleich der Volumenänderungen nach Nahtverschluss. Gliederung in den gesamten Augmentatbereich (a) sowie in „krestal“ (b), „mittig“ (c) und „apikal“ (d). Zusätzlich dazu angegeben die Median- und Mittelwerte.*

(a) Abweichung komplett				
	Ossix	BioG	OssixS	BioGS
	-0,32	-0,77	-0,03	-0,36
	-1,00	-1,25	-0,04	-0,24
	-1,02	-0,90	-0,13	0,19
	-0,08	-1,18	-0,18	-0,04
	-0,65	-0,67	0,14	-0,17
	-1,35	-1,49	-0,06	-0,17
	-0,64	-0,45	-0,30	-0,92
	-0,53	-0,64	-0,19	-0,24
	-0,90	-0,49	-0,07	-0,10
	-0,15	-0,61	-0,58	0,08
Median	-0,65	-0,72	-0,10	-0,17
MW	-0,66	-0,84	-0,14	-0,20

3 Ergebnisse

(b) Abweichung krestal

	Ossix	BioG	OssixS	BioGS
	-0,56	-0,60	0,10	0,04
	-1,13	-1,35	-0,13	-0,41
	-1,63	-1,14	-0,05	0,10
	-0,28	-1,44	-0,37	-0,07
	-0,71	-0,71	-0,10	-0,41
	-1,53	-1,37	-0,37	-0,19
	-1,09	-0,12	-0,47	-1,07
	-1,14	-0,81	-0,53	-0,23
	-1,13	-0,60	-0,32	-0,56
	-0,59	-1,01	-1,63	-0,43
Median	-1,11	-0,91	-0,35	-0,32
MW	-0,98	-0,92	-0,39	-0,32

(c) Abweichung mittig

	Ossix	BioG	OssixS	BioGS
	-0,35	-0,86	-0,08	-0,63
	-0,96	-1,58	-0,09	-0,18
	-1,06	-0,94	0,00	0,55
	-0,20	-1,33	-0,15	0,01
	-0,70	-0,84	0,28	-0,33
	-2,01	-2,01	-0,06	-0,36
	-0,38	-0,78	-0,78	-0,99
	-0,36	-0,73	-0,25	-0,28
	-0,87	-0,58	-0,13	0,04
	0,06	-1,11	-0,63	0,28
Median	-0,54	-0,90	-0,11	-0,23
MW	-0,68	-1,08	-0,19	-0,19

(d) Abweichung apikal

	Ossix	BioG	OssixS	BioGS
	-0,04	-0,85	-0,10	-0,49
	-0,92	-0,81	0,10	-0,13
	-0,36	-0,63	-0,35	-0,07
	0,24	-0,77	-0,03	-0,05
	-0,55	-0,45	0,24	0,22
	-0,52	-1,10	0,25	0,04
	-0,45	-0,46	0,36	-0,71
	-0,08	-0,37	0,21	-0,22
	-0,71	-0,29	0,23	0,23
	0,09	0,30	0,52	0,39
Median	-0,41	-0,55	0,22	-0,06
MW	-0,33	-0,54	0,14	-0,08

Im Vergleich von Median- und Mittelwerten der jeweiligen Augmentatbereiche fällt auf, dass die Werte des krestalen Abschnitts gerade im Vergleich zur Gesamtabweichung eine höhere Negativität aufweisen. Daraus lässt sich folgern, dass in diesem Bereich der größte Volumenverlust durch den Nahtverschluss erfolgte. Betrachtet man die Volumenabweichung im mittleren und apikalen Segment, deuten die Mittelwerte auf den größten Widerstand gegen die Kompression durch die Naht im apikalen Anteil der vestibulären Augmentatfläche hin.

Innerhalb eines Augmentatsegments ist kein eindeutiger Vorteil der einen Kollagenmembran gegenüber der anderen zu erkennen. Im krestalen Segment (Abschnitt b) zeigen die Werte gemessen bei Augmentation keinen Unterschied zwischen den Membranen. Im Gegensatz dazu lassen die Ergebniswerte im mittleren (Abschnitt c) und apikalen (Abschnitt d) Segment einen Vorteil der Ossix® Plus-Membran vermuten. Diese Tendenz setzt sich auch bei Verwendung der Tenting Screw fort: krestal zeigen beide Membranen ähnliche Ergebnisse, wohingegen im mittleren und apikalen Segment die Ossix® Plus-Membran im Mittel weniger Volumeneinbußen verzeichnet.

Unabhängig vom Augmentatsegment lässt sich jedoch ein eindeutiger Vorteil der Tenting Screw feststellen. In diesem Zusammenhang gemessene Werte weisen insgesamt weniger Volumenverlust auf als bei der Messung ohne Tenting Screw.

Zur genauen Auswertung der einzelnen Augmentatbereiche unter Berücksichtigung der Position der Tenting Screw erfolgte in Tabelle 15 eine Einteilung der Ergebniswerte aus Tabelle 13 und Tabelle 14 in 16 verschiedene Untersuchungsgruppen. Dabei wurde jedem markierten Augmentatbereich die Lagebeziehung (krestal, mittig, apikal), die verwendete Membran (Ossix® Plus, Bio-Gide®) und die verwendete Augmentationstechnik (GBR ohne Schraube, Tent Pole-Technik) zugeordnet.

Tabelle 15: Ergebniswerte nach Drittelung der vestibulären Augmentatfläche: Zuordnung zu den 16 verschiedenen Untersuchungsgruppen
 Vergleich der Volumenänderungen nach Nahtverschluss. Zuordnung der Werte zur Lagebeziehung (p: Gesamtfläche, c: krestal, m: mittig, a: apikal), zur verwendeten Membran (O: Ossix® Plus, B: Bio-Gide®) und zur verwendeten Augmentationstechnik (S: mit TentingScrew).

cpO	cO	mO	aO	cpB	cB	mB	aB	cpOS	cOS	mOS	aOS	cpBS	cBS	mBS	aBS
-0,32	-0,56	-0,35	-0,04	-0,77	-0,60	-0,86	-0,85	-0,03	0,10	-0,08	-0,10	-0,36	0,04	-0,63	-0,49
-1,00	-1,13	-0,96	-0,92	-1,25	-1,35	-1,58	-0,81	-0,04	-0,13	-0,09	0,10	-0,24	-0,41	-0,18	-0,13
-1,02	-1,63	-1,06	-0,36	-0,90	-1,14	-0,94	-0,63	-0,13	-0,05	0,00	-0,35	0,19	0,10	0,55	-0,07
-0,08	-0,28	-0,20	0,24	-1,18	-1,44	-1,33	-0,77	-0,18	-0,37	-0,15	-0,03	-0,04	-0,07	0,01	-0,05
-0,65	-0,71	-0,70	-0,55	-0,67	-0,71	-0,84	-0,45	0,14	-0,10	0,28	0,24	-0,17	-0,41	-0,33	0,22
-1,35	-1,53	-2,01	-0,52	-1,49	-1,37	-2,01	-1,10	-0,06	-0,37	-0,06	0,25	-0,17	-0,19	-0,36	0,04
-0,64	-1,09	-0,38	-0,45	-0,45	-0,12	-0,78	-0,46	-0,30	-0,47	-0,78	0,36	-0,92	-1,07	-0,99	-0,71
-0,53	-1,14	-0,36	-0,08	-0,64	-0,81	-0,73	-0,37	-0,19	-0,53	-0,25	0,21	-0,24	-0,23	-0,28	-0,22
-0,90	-1,13	-0,87	-0,71	-0,49	-0,60	-0,58	-0,29	-0,07	-0,32	-0,13	0,23	-0,10	-0,56	0,04	0,23
-0,15	-0,59	0,06	0,09	-0,61	-1,01	-1,11	0,30	-0,58	-1,63	-0,63	0,52	0,08	-0,43	0,28	0,39

3.2.6 Statistische Signifikanz der Unterschiede zwischen den Augmentatsegmenten „krestal“, „mittig“ und „apikal“ unter Berücksichtigung der verwendeten Membran und der angewandten Augmentationstechnik

Ziel der Analyse war es, einen signifikanten Unterschied sowohl zwischen den einzelnen Augmentatbereichen, als auch einen eventuellen Volumenvorteil einer Augmentationstechnik mit entsprechend verwendeten Materialien aufzuzeigen.

In **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** sind die resultierenden p-Werte der jeweiligen Untersuchungsgruppe zugeordnet. Mit Augenmerk auf die Signifikanz in Bezug auf die markierten Augmentationsbereiche *krestal*, *mittig* und *apikal* fällt auf, dass sich in dieser Hinsicht nur in Kombination mit der Ossix® Plus-Membran die Segmente *krestal* und *apikal*, sowie *mittig* und *apikal* signifikant voneinander unterscheiden. Ein signifikanter Lageunterschied im Vergleich des krestalen und mittigen Bereichs liegt nicht vor. Der überwiegende Teil der Gruppenvergleiche in Bezug auf die unterschiedlichen Augmentatbereiche ist jedoch nicht signifikant. Eine Zuordnung der signifikanten und nicht signifikanten Vergleiche ist den Tabellen 17 bis 19 zu entnehmen. Zur besseren Übersicht erfolgte eine getrennte Auflistung von Untersuchungsgruppen mit verschiedener Augmentationstechnik (GBR ohne Schraube, Tent Pole-Technik) und verwendeten Materialien.

Durch die Auflistung wird deutlich, dass sich der Einfluss der Nahtspannung vor allem auf den krestalen und in geringerem Ausmaß auf den mittleren Augmentatbereich negativ ausgewirkt haben muss. Die geringen Volumenverluste im mittleren und apikalen Segment könnten durch eine Verschiebung des Knochenersatzmaterials durch den Wundverschluss vom krestalen in tiefer gelegene Bereiche des Defekts erklärt werden. Inwiefern das Vorhandensein einer Schraube das Volumen in den einzelnen Augmentatbereichen beeinflusst, zeigt Tabelle 18. Auch hier wurden zum besseren Vergleich nur Gruppen mit gleichen Kriterien betrachtet. In diesem Fall war den Untersuchungsgruppen die verwendete Membran und der markierte Augmentationsbereich gemein.

Tabelle 16: Statistische Auswertung der 16 verschiedenen Gruppen der gedrehten vestibulären Augmentatfläche

Auswertung mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests. Angegeben die p-Werte ermittelt mit SPSS Subscription V25 2017. In dunkelgrau markiert die signifikanten p-Werte (Signifikanzniveau: $p < 0.05$).

	aB	aBS	aO	aOS	cB	cBS	cO	cOS	cpB	cpBS	cpO	cpOS	mB	mBS	mO
aBS	0.016														
aO	0.241	0.186													
aOS	0.002	0.104	0.006												
cB	0.075	0.001	0.005	0											
cBS	0.096	0.130	0.821	0.003	0.004										
cO	0.049	0.001	0.004	0	0.940	0.002									
cOS	0.150	0.112	0.940	0.002	0.010	0.970	0.007								
cpB	0.104	0.001	0.010	0	0.650	0.002	0.597	0.005							
cpBS	0.019	0.290	0.427	0.008	0.002	0.290	0.001	0.226	0.001						
cpO	0.545	0.004	0.076	0.001	0.199	0.070	0.096	0.096	0.427	0.019					
cpOS	0.008	0.450	0.273	0.013	0.001	0.186	0	0.151	0	0.705	0.003				
mB	0.010	0	0.001	0	0.597	0.001	0.762	0.002	0.174	0.001	0.082	0			
mBS	0.045	0.520	0.384	0.082	0.004	0.427	0.002	0.364	0.002	0.791	0.028	0.792	0.001		
mO	0.880	0.013	0.212	0.001	0.199	0.226	0.096	0.173	0.257	0.017	0.940	0.007	0.089	0.045	
mOS	0.026	0.345	0.520	0.023	0.002	0.406	0.001	0.307	0.002	0.705	0.011	0.791	0	0.880	0.019

3 Ergebnisse

Tabelle 17: Auflistung der signifikanten und nicht signifikanten Lageunterschiede aus Tabelle 15 in Bezug auf die Unterschiede zwischen den Augmentatbereichen „krestal“, „mittig“ und „apikal“

Zum besseren Vergleich Ausschluss aller Gruppenvergleiche, in denen unterschiedliche Materialien und Augmentationstechniken Verwendung fanden.

signifikanter Lageunterschied			nicht signifikanter Lageunterschied		
Vergleich		p-Wert	Vergleich		p-Wert
cO	aO	0.004	cB	aB	0.075
cOS	aOS	0.002	cBS	aBS	0.130
mOS	aOS	0.023	mB	cB	0.597
			mBS	aBS	0.520
			mBS	cBS	0.427
			mO	aO	0.212
			mOS	cOS	0.307

Tabelle 18: Auflistung der signifikanten und nicht signifikanten Lageunterschiede aus Tabelle 15 in Bezug auf die Auswirkung des Vorhandenseins einer Tenting Screw auf die Augmentatbereiche „krestal“, „mittig“ und „apikal“

Zum besseren Vergleich Ausschluss aller Gruppenvergleiche, in denen unterschiedliche Materialien verwendet und verschiedene Augmentatbereiche miteinander verglichen wurden.

signifikanter Lageunterschied			nicht signifikanter Lageunterschied		
Vergleich		p-Wert	Vergleich		p-Wert
aB	aBS	0.016	-	-	-
aO	aOS	0.006			
cB	cBS	0.004			
cO	cOS	0.007			
mB	mBS	0.001			
mO	mOS	0.019			

Tabelle 18 zeigt eindeutig einen signifikanten Vorteil bei Verwendung der Tenting Screw in allen Augmentatbereichen in Bezug auf Volumenstabilität gegen den Nahtverschluss. Dieser ist unabhängig von der verwendeten Membran. Ein eventueller signifikanter Unterschied zwischen den beiden Membranen soll Tabelle 19 aufzeigen.

Tabelle 19: Auflistung der signifikanten und nicht signifikanten Lageunterschiede aus Tabelle 15 in Bezug auf die Verwendung der beiden verschiedenen Membranen (Ossix® Plus und Bio-Gide®) auf die Augmentatbereiche „krestal“, „mittig“ und „apikal“

Zum besseren Vergleich Ausschluss aller Gruppenvergleiche, in denen unterschiedliche Materialien verwendet und verschiedene Augmentatbereiche miteinander verglichen wurden.

signifikanter Lageunterschied		nicht signifikanter Lageunterschied			
Vergleich		p-Wert	Vergleich		p-Wert
-	-	-	aO	aB	0.241
			aOS	aBS	0.104
			cO	cB	0.940
			cOS	cBS	0.970
			mO	mB	0.089
			mOS	mBS	0.880

Bei gleichem Augmentatabschnitt und gleicher Augmentationstechnik sind keine signifikanten Lageunterschiede zwischen den beiden Membranen Ossix® Plus und Bio-Gide® festzustellen. Demnach ist davon auszugehen, dass sich die Kompression durch den Wundverschluss auf beide Membranen ähnlich stark auswirkt.

Abbildung 25 verdeutlicht die Erkenntnisse aus den Tabellen 17, 18 und 19. Signifikante Unterschiede finden sich in der Graphik im Vergleich der Augmentationstechniken (GBR mit und ohne Tenting Screw), wobei die Tent Pole-Technik einen höheren Widerstand gegen die Spannung des Nahtverschlusses verspricht. Auch bei Betrachtung der markierten Augmentationsbereiche *krestal*, *mittig* und *apikal* lässt sich in der Abbildung eine Signifikanz im Vergleich von *krestal* (c) und *apikal* (a) erkennen.

4 Diskussion

Im Zuge dieser in vitro Untersuchung konnte gezeigt werden, dass es durch Wundverschluss zur Verschiebung des eingebrachten Knochenersatzmaterials und als Folge dessen zu Volumeneinbußen im bukkalen Augmentatbereich kommt. Außerdem lassen die Ergebnisse darauf schließen, dass sich durch Einsatz einer Tenting Screw signifikant stabilere bukkale Volumina bei Verwendung von partikulärem KEM erzielen lassen. Ein signifikanter Unterschied zwischen den verwendeten Kollagenmembranen Ossix® Plus und Bio-Gide® war nicht festzustellen.

Die Erfassung von vestibulären Volumenveränderungen mittels der DICOM-Daten hat sich gegenüber der Auswertung der STL-Daten als zielführende Methode herausgestellt. Aufgrund der Beteiligung des Weichgewebes im CEREC-Scan wurden die darunter liegenden Veränderungen im Hartgewebe kaschiert, was in zum Teil widersprüchlichen Volumenwerten resultierte. Dies ist dem Weichgewebe geschuldet und ein bekanntes Problem. Zudem war es nicht möglich die Situation vor Nahtverschluss mit der Omnicam festzuhalten. Eine Aussage zum Einfluss des Wundverschlusses ist deshalb mit den STL-Daten nicht möglich. Die Datenerfassung mittels DVT ist vorzuziehen, da hierbei auch ausschließlich Veränderungen des Hartgewebes in allen Operationsschritten dokumentiert und ausgewertet werden können.

Bei genauerer Betrachtung der vestibulären Volumenänderungen nach Wundverschluss sticht vor allem der Volumenverlust im krestalen Anteil des augmentierten Bereichs hervor. Dieses Phänomen konnte in den vergangenen Jahren bereits von *Mir Mari* und *Mertens* in in vitro Untersuchungen am Schweinekiefer gezeigt werden. In beiden Studien wurden verschiedene Augmentationstechniken in ähnlich dimensionierten Defekten mit und ohne mechanische Stabilisierungsmaßnahmen wie Pins, titanverstärkte Membranen und Knochenblöcke in Bezug auf Widerstand gegen die Kompression des Wundverschlusses miteinander verglichen. In den Untersuchungen kam unter anderem die native Kollagenmembran Bio-Gide® und partikuläres KEM zum Einsatz (Mir-Mari, Wui et al. 2016, Mertens, Braun et al. 2019). Vergleicht man

die im DVT gemessene und auf die Gesamtfläche bezogene vestibuläre Volumenveränderung der beiden Studien bei Augmentation nach der GBR-Technik mit und ohne stabilisierende Maßnahmen mit den Daten aus Gliederungspunkt 3, fällt eine sehr ähnliche Dimensionierung auf. In den Untersuchungen von *Mir Mari* und *Mertens* erfolgte außerdem eine Levelteilung in insgesamt sechs Segmente, mit Level 0 auf Höhe der Implantatschulter bis Level 5 (entspricht 5 mm weiter apikal). Im Vergleich der jeweiligen Volumenänderungen in den einzelnen Segmenten verzeichnet *Mir Mari* und auch *Mertens* den größten Verlust in den drei krestalsten Bereichen des Augmentats (H0-HT2).

Tabelle 20: Vergleich der vestibulären Volumenverluste bei Einsatz verschiedener Augmentationstechniken in den Publikationen von Mir Mari (2016) und Mertens (2019) mit den gemessenen Werten aus Tabelle 14 a).

Angegeben die Mittelwerte aus den drei krestalsten Leveln (H0-HT2) aus den Studien von Mir Mari und Mertens samt Abweichung, sowie die Mittelwerte des krestalen Drittels aus dieser Untersuchung. Die Angaben in mm.

Technik	Mir Mari	Mertens	eigene Messung
partikuläres KEM und Membran	- 0,73 ± 0,43	- 1,71 ± 1,19	- 0,98 ± 0,41 (Ossix) - 0,92 ± 0,40 (Bio-Gide)
gepinnte Membran	- 0,27 ± 0,37	- 0,61 ± 0,56	<u>mit Tenting Screw</u> - 0,39 ± 0,46 (Ossix) - 0,32 ± 0,32 (Bio-Gide)
Knochenblock	- 0,37 ± 0,43	- 0,20 ± 0,28	

In Tabelle 20 kann gezeigt werden, dass bei Einsatz der Tenting Screw ähnlich geringe Volumenverluste wie bei Augmentation mit gepinnter Membran und vor allem im Vergleich zum Knochenblock auftreten. Besonders der Mittelwert der

krestalen Bereiche von *Mir Mari* bei Augmentation mit Verwendung eines Knochenblocks ($- 0,37 \pm 0,43$) ist nahezu deckungsgleich mit den gemessenen Volumenveränderungen in dieser Untersuchung ($- 0,39 \pm 0,46$ mit Ossix, $- 0,32 \pm 0,32$ mit Bio-Gide). Aber auch im Vergleich zu *Mertens* bewegen sich die Volumenänderungen im Mittel im Bereich zwischen den Werten von Augmentation mit gepinnter Membran ($-0,61 \pm 0,56$) und Knochenblock ($- 0,20 \pm 0,28$). Die Tent Pole-Technik könnte sich demnach zu einer ebenbürtigen Alternative entwickeln. Die Werte bei GBR ohne Stabilisierungsmaßnahmen lassen in allen drei Auswertungen auf wesentlich höhere Volumenverluste schließen. Es ist demnach davon auszugehen, dass der Wundverschluss nachweis- und reproduzierbar eine Volumenveränderung und damit Volumenverluste im bukkalen Bereich eines Augmentats induziert.

Unter Punkt 3.2.5 und 3.2.6 konnte gezeigt werden, dass im krestalen Segment mit Volumeneinbußen nach Wundverschluss von bis zu mehr als 1 mm gerechnet werden muss. Deshalb liegt die Empfehlung nahe, in diesem Bereich stabilisierende Hilfsmittel für mehr Widerstand gegen die Kompression von außen einzusetzen. *Mir Mari* konnte mit Blockaugmentation und gepinnter Membran 50% weniger Volumenverlust im krestalen Anteil des Augmentats erreichen. Auch *Mertens* verzeichnete eine signifikant geringere Volumenänderung bei Verwendung eines Knochenblocks und gepinnter Membran. In dieser Untersuchung konnte ein signifikanter Volumenvorteil bei Einsatz der stabilisierenden Osteosyntheschraube im Rahmen der Tent Pole-Technik in allen Bereichen des Augmentats festgestellt werden. Im direkten Vergleich der Werte aus den drei Untersuchungen fällt auf, dass diese alle im Bereich um maximal 0,5 mm Volumenverlust durch Nahtverschluss liegen, somit bis zu 1 mm weniger Volumeneinbußen als ohne membranstabilisierende Maßnahmen. Aufgrund dieser Erkenntnis ist nicht auszuschließen die Tenting Screw künftig nach weiteren klinischen Tests als ebenbürtige Maßnahme zur Augmentation mit Knochenblock und gepinnter Membran bezeichnen zu können.

In der Literatur finden sich keine vergleichbaren in vitro Untersuchungen, die den Nutzen oder sogar Vorteil der Tent Pole-Technik unterstreichen würden. Diverse in vivo Fallstudien lassen jedoch auf insgesamt gute ästhetische sowie funktionelle Ergebnisse schließen. Nach unzureichendem horizontalen Knochenangebot in einer Schalltlücke trotz Socket Preservation nach Zahnextraktion führten *Fickl und Kauffmann* im vergangenen Jahr eine Augmentation am Patienten mit Einsatz der Tent Pole-Technik durch. Im Anwenderbericht verzeichnen die Autoren ein komplikationsloses Einheilen mit resultierenden guten Knochenverhältnissen nach Wiedereröffnen des Defekts und Entfernung der Tenting Screw. Ein für die Implantation ausreichendes bukkales Volumen konnte rekonstruiert werden (Fickl and Kauffmann 2018).

Auch eine Publikation mit Patientenfällen von *Schlee* im Jahr 2016 berichtet über erfolgreiche Weich- und Hartgewebsrekonstruktion bei Verwendung der Tent Pole-Technik mit gleichzeitiger Implantation (Schlee 2016).

In einer prospektiven Fallstudie von *Le et al.* von 2010 wurde bei 15 Patienten mit großen vertikalen Kieferkammdefekten eine Knochenaugmentation mit partikulärem Allograft (siehe *Tab. 2*), Titanschrauben und Kollagenmembran (Ossix® Plus) im Sinne der Tent Pole-Technik durchgeführt. Nach vier bis fünf Monaten erfolgte nach Metallentfernung eine Implantation zur Rekonstruktion der Zahnreihe. In den postoperativen Wochen zeigten sich keinerlei Wundinfektionen. Jedoch beobachtet man bei 1 von 15 Patienten eine vollständige Wunddehiszenz, die eine chirurgische Korrektur erforderte. In 4 weiteren Fällen war eine partielle Dehiszenz, mitunter einer Exposition des Schraubenkopfes zu verzeichnen. Eine chirurgische Intervention war in diesen Fällen jedoch nicht nötig. Nach Metallentfernung konnte in allen Defekten ein vertikaler Knochengewinn von mehr als 6 mm erreicht werden. Eine histologische Untersuchung des neu gebildeten Knochens bestätigte dessen gute Qualität. Die Implantate, die im Bereich des augmentierten Defekts gesetzt wurden, konnten aufgrund der guten Osseointegration in 100% der Fälle mit Suprakonstruktionen versorgt und so die Kaufunktion des Patienten rehabilitiert werden (Le, Rohrer et al. 2010).

Aufgrund der guten klinischen Ergebnisse ist anzunehmen, dass es sich bei der Tent Pole-Technik um eine vielversprechende stabilisierende Maßnahme zur Rekonstruktion vertikaler und horizontaler Defekte handelt. Der Rückschluss liegt nahe, dass es sich um eine kostengünstigere und weniger technikintensive Augmentationstechnik als beispielsweise die Knochenblockaugmentation handelt. Das Risiko der Patientenmorbidity dürfte aufgrund des fehlenden Entnahmedefekts geringer ausfallen. Zudem ist zur Metallentfernung kein großflächiges Wiedereröffnen des Wundgebiets nötig, was wiederum den Patientenkomfort verbessert. Auch für den Operateur ist eine höhere Erfolgsquote aufgrund des fehlenden zweiten Operationsgebietes und der wenig technikintensiven Platzierung der Tenting Screw zu erwarten.

Um richtungsweisende Aussagen treffen zu können, muss diese Untersuchung jedoch in einem in vivo Modell wiederholt werden. Dabei können Einflussfaktoren wie Resorptionsverhalten, entzündliche Vorgänge, Mikromotion, Kompression durch Maturation und eine eventuelle Dehiszenz in die Auswertung mit einbezogen werden. Von Interesse wäre im Rahmen dieser Untersuchung vor allem das Dehiszenzrisiko des Schraubenkopfes und die Volumenveränderungen unter physiologischen Bedingungen. Allerdings lassen die Ergebnisse aus den oben genannten Fallstudien auf eine gute Einheilung mit wenig Volumenverlust schließen, da eine Dehiszenz des Schraubenkopfes nur in seltenen Fällen bei vertikaler Augmentation beschrieben wurde. Auch bei Betrachtung des Schraubendesigns mit einem relativ flachen Schraubenkopf sollte das Risiko für Membran- und Gewebsdehiszenz als niedrig einzustufen sein. Ein weiteres Augenmerk in der Neuauflage der Untersuchung sollte auf die Auswertungsprogramme gelegt werden. Die Bildauflösung des DVT von maximal 0,16 mm und die Genauigkeit von *GOM Inspect 2018* bei der Überlagerung der Augmentate stellen technische Limitationen dar, da die gemessenen Werte der bukkalen Volumenabweichungen in ähnlicher Größenordnung liegen. Außerdem war es im Rahmen dieser Untersuchung nicht möglich, das Ausmaß der Membrandislokation durch den Nahtverschluss zu bestimmen, da die Membran (Bio-Gide® stärker als Ossix® Plus) nach Wiedereröffnen der Naht zu sehr mit dem Gewebe verklebt war. Eine erneute Untersuchung in einem klinischen

Studiendesign wäre in dieser Hinsicht sinnvoll. Zudem sollte der Scanvorgang mit der CEREC Omnicam beim menschlichen Kiefer aufgrund besserer Landmarken qualitativ hochwertigere Ergebnisse liefern.

Im Rahmen dieser Arbeit konnten durch ein innovatives standardisiertes Vorgehen mit vergleichbaren Augmentationsdefekten, randomisierter Position der Tenting Screw und verblindeter Auswertung reproduzierbare und aussagekräftige Ergebnisse gewonnen werden. Aufgrund der guten Verfügbarkeit der Schweineunterkiefer und der technischen Hilfsmittel (DVT, CEREC Omnicam) kann die Untersuchung zur Überprüfung der Ergebnisse jederzeit wiederholt werden. Ein großer Vorteil einer in vitro Untersuchung liegt zudem in der genaueren Bildgebung, da die Schweinekiefer im DVT sicher fixiert wurden und so keine Bewegungsartefakte produzierten.

So konnte im Zuge dieser Arbeit gezeigt werden, dass eine leichte Überaugmentation generell, aber vor allem bei GBR mit partikulärem KEM und Kollagenmembran zu empfehlen ist. Eine eventuelle Kompression des Augmentats durch den Wundverschluss und zu erwartende Resorptionen können damit ausgeglichen werden. Außerdem lassen die Ergebnisse der Untersuchung darauf schließen, dass Maßnahmen wie die Tenting Screw eine bessere Volumenstabilität erzeugen. Die Tent Pole-Technik könnte daher beispielsweise als Alternative zur Technik der gepinnten Membran eingesetzt werden. Aufgrund der einzelnen zentralen Schraube entfällt ein großflächiges Wiedereröffnen des Defekts zur Metallentfernung, was den Patientenkomfort erhöht sowie Komplikationen verringert. Durch die erwiesene stabilisierende Wirkung der Tenting Screw bei Nahtverschluss liegt der Rückschluss nahe, dass sich die Tent Pole-Technik auch positiv auf die Einheilungsphase auswirken könnte. Eine in vivo Studie mit Augenmerk auf Volumenänderungen in den Wochen nach Augmentation könnte zeigen, dass durch Verhinderung eines Membrankollaps, verursacht durch Mikromotion und Kompression, signifikant besser bukkale Volumina rekonstruiert werden können. Es wäre sogar denkbar eine hochwertigere Knochenqualität durch diese „innere Stabilisierung“ zu erhalten.

Ein signifikanter Vorteil der Tent Pole-Technik muss im klinischen Zusammenhang noch untersucht werden. Vor allem Einflussfaktoren wie die Resorption der Augmentationsmaterialien, Mikromotion und ein Remodelling des neu gebildeten Knochens könnten die Volumenvorteile der Tenting Screw relativieren. Außerdem muss ein eventuelles Dehiszenzrisiko des Schraubenkopfes und inflammatorische Vorgänge in die Bilanz miteinbezogen werden. Im Hinblick auf physiologische Einflüsse könnte sich in einer klinischen Studie auch signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Membranen zeigen. Denkbar wäre auch eine Wiederholung der in vitro Untersuchung mit der Erweiterung um Belastungstests zur Simulation von Kaubewegungen. Eine weitere Überlegung könnte die Verwendung von mehreren Tenting Screws sein. Die Verteilung des Kompressionsdrucks auf mehrere „Zeltstangen“ könnte den Raum zur Knochenregeneration suffizienter stabilisieren und für eine vermehrte Weichgewebsexpansion sorgen. Für die optimale Anzahl und Position der Tenting Screws wäre eine explizite Untersuchung sinnvoll.

5 Zusammenfassung

Trotz präventiver Maßnahmen wie Socket und Ridge Preservation liegt nach Zahnverlust aufgrund von ausgeprägten Resorptionsprozessen oft ein ungenügendes Knochenangebot für eine erfolgreiche Implantation vor. Techniken wie die GBR mit partikulärem KEM und Kollagenmembran und die autologe Knochenblockaugmentation haben sich über die Jahre für eine suffiziente Hartgewebsrekonstruktion bewährt. Voraussetzung für die Neubildung von qualitativem Knochen ist ein stabiler Raum unterhalb des Weichgewebes und des Periosts, der vor einwachsendem Bindegewebe und Kompressionskräften von außen geschützt ist. Zu den Methoden, die für diese Stabilisierung entwickelt wurden, zählt unter anderem die Tent Pole-Technik. Eine zweckvoll platzierte Tenting Screw im Knochendefekt erfüllt die Funktion einer Zeltstange, auf der Periost und Weichgewebe abgestützt werden können.

Im Rahmen dieser *in vitro* Untersuchung an 10 Schweineunterkiefern wurde der Einfluss der Tent Pole Technik auf die bukkale Volumenstabilität bei Verwendung von partikulärem KEM und zwei verschiedenen Kollagenmembranen (Ossix® Plus und Bio-Gide®) untersucht. Die Auswirkung des Wundverschlusses auf das vestibuläre Volumen mit und ohne Tenting Screw war ebenfalls im Fokus dieser Untersuchung.

In 20 standardisierten Defekten wurde jeweils nacheinander nach der GBR-Technik mit Ossix® Plus und Bio-Gide® Membran augmentiert. Zusätzlich dazu wurde in der Hälfte der Defekte eine Tenting Screw platziert. Vor und nach Augmentation erfolgte die Dokumentation mit der CEREC Omnicam. Zusätzlich dazu wurden DVT-Scans vor und nach Nahtverschluss angefertigt. Nach Extraktion der augmentierten Volumenkörper mithilfe des Programms *3D-Slicer* wurden die bukkalen Volumenunterschiede vor und nach Augmentation, sowie vor und nach Nahtverschluss im Programm *GOM Inspect 2018* ermittelt. Die Volumina wurden dabei sowohl auf die gesamte vestibuläre Fläche bezogen, als auch nach Unterteilung in drei Segmente („krestal“, „mittig“ und „apikal“) verglichen.

Die Auswertung der STL-Daten zeigte ein konstantes augmentiertes Volumen in allen Defekten. Nach statistischer Auswertung mit dem Mann-Whitney-U-Test konnte kein signifikanter Unterschied in der Volumenstabilität zwischen den beiden verwendeten Membranen und Augmentationstechniken festgestellt werden. Da die Anatomie des Schweinekiefers wenig Landmarken für die Dokumentation mit der Omnicam aufwies und beim Scanvorgang nur Weichgewebe aufgezeichnet wurde, war diese Vorgehensweise eher ungeeignet und führte nicht zu verlässlichen und reproduzierbaren Daten. Zudem konnte keine Aussage zum Einfluss des Wundverschlusses getroffen werden, da ein Scan vor Nahtverschluss technisch nicht möglich war.

Die Auswertung der DICOM-Daten hingegen haben bei Vergleich der gesamten bukkalen Augmentatfläche einen signifikanten Vorteil der Tent Pole-Technik im Hinblick auf die Volumenstabilität nach Wundverschluss gezeigt. Die geringe Standardabweichung der Werte ließ auf die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse schließen. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Membranen Ossix® Plus und Bio-Gide® konnte im Rahmen des Mann-Whitney-U-Tests nicht festgestellt werden. Bei Unterteilung der vestibulären Fläche in drei Segmente fiel vor allem der ausgeprägte Volumenverlust nach Nahtverschluss im krestalen Anteil auf. Volumenstabilisierende Maßnahmen sollten deshalb vor allem in diesem Abschnitt zum Einsatz kommen. Wie in der Auswertung der gesamten Fläche bereits ersichtlich, zeigt sich auch hier eine signifikant höhere Volumenstabilität bei Einsatz der Tent Pole-Technik in allen drei Segmenten. Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Membranen konnte nicht herausgearbeitet werden.

Der Vergleich mit gemessenen Volumenwerten in ähnlichen in vitro Untersuchungen ließ vermuten, dass es sich bei der Tent Pole-Technik um eine ebenbürtige stabilisierende Maßnahme zur Augmentation mit Knochenblock und gepinnter Membran handeln könnte. Bereits veröffentlichte klinische Studien berichten von guter Wundheilung, seltenen Deshiszenzen und suffizienter Knochenneubildung mit erfolgreicher Implantation.

Dennoch sind zur Überprüfung der Ergebnisse dieser Arbeit weitere klinische Untersuchungen nötig, um physiologische Vorgänge wie beispielsweise Resorption und Mikromotion zu berücksichtigen.

7 Literaturverzeichnis

Aghaloo, T. L. and P. K. Moy (2007). "Which hard tissue augmentation techniques are the most successful in furnishing bony support for implant placement?" Int J Oral Maxillofac Implants **22 Suppl**: 49-70.

Andriessen, F. S., D. R. Rijkens, W. J. van der Meer and D. W. Wismeijer (2014). "Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study." J Prosthet Dent **111**(3): 186-194.

Araujo, M. G. and J. Lindhe (2005). "Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog." J Clin Periodontol **32**(2): 212-218.

Baker, R. D., B. C. Terry, W. H. Davis and P. W. Connole (1979). "Long-term results of alveolar ridge augmentation." J Oral Surg **37**(7): 486-489.

Becker, W., C. Dahlin, B. E. Becker, U. Lekholm, D. van Steenberghe, K. Higuchi and C. Kultje (1994). "The use of e-PTFE barrier membranes for bone promotion around titanium implants placed into extraction sockets: a prospective multicenter study." Int J Oral Maxillofac Implants **9**(1): 31-40.

Benic, G. I. and C. H. Hämmerle (2014). "Horizontal bone augmentation by means of guided bone regeneration." Periodontol 2000 **66**(1): 13-40.

Botticelli, D., T. Berglundh and J. Lindhe (2004). "Hard-tissue alterations following immediate implant placement in extraction sites." J Clin Periodontol **31**(10): 820-828.

BZÄK (2016). "Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) - Kurzzusammenfassung." **47**.

Carpio, L., J. Loza, S. Lynch and R. Genco (2000). "Guided bone regeneration around endosseous implants with anorganic bovine bone mineral. A randomized controlled trial comparing bioabsorbable versus non-resorbable barriers." J Periodontol **71**(11): 1743-1749.

Chappuis, V., L. Rahman, R. Buser, S. F. M. Janner, U. C. Belser and D. Buser (2018). "Effectiveness of Contour Augmentation with Guided Bone Regeneration: 10-Year Results." J Dent Res **97**(3): 266-274.

Chiapasco, M. and M. Zaniboni (2009). "Clinical outcomes of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review." Clin Oral Implants Res **20 Suppl 4**: 113-123.

Cohn, S. A. (1966). "Disuse atrophy of the periodontium in mice following partial loss of function." Arch Oral Biol **11**(1): 95-105.

Corbridge, J. K., P. M. Campbell, R. Taylor, R. F. Ceen and P. H. Buschang (2011). "Transverse dentoalveolar changes after slow maxillary expansion." Am J Orthod Dentofacial Orthop **140**(3): 317-325.

Cordaro, L., F. Torsello, S. Morcavallo and V. M. di Torresanto (2011). "Effect of bovine bone and collagen membranes on healing of mandibular bone blocks: a prospective randomized controlled study." Clin Oral Implants Res **22**(10): 1145-1150.

Daga, D., D. Mehrotra, S. Mohammad, G. Singh and S. M. Natu (2015). "Tentpole technique for bone regeneration in vertically deficient alveolar ridges: A review." J Oral Biol Craniofac Res **5**(2): 92-97.

DGI (2018). "Zahnimplantate sind für Patienten zunehmend erste Wahl: 1,3 Millionen werden in Deutschland pro Jahr gesetzt." 2.

DGZMK (2010). "Deutsche Mundgesundheitsstudie - DMS IV - ein kurzer Überblick." **10**: 1-10.

Donos, N., N. Mardas and V. Chadha (2008). "Clinical outcomes of implants following lateral bone augmentation: systematic assessment of available options (barrier membranes, bone grafts, split osteotomy)." J Clin Periodontol **35**(8 Suppl): 173-202.

Fickl, S. and F. Kauffmann (2018). "Augmentation eines Schalllückendefekts durch TentPole-Technik." Implantologie Journal **6** **4**: 26-29.

Fickl, S., F. Kauffmann, C. F. Stappert, A. Kauffmann and U. Schlagenhauf (2018). "Scar Tissue Formation Following Alveolar Ridge Preservation: A Case Control Study." Int J Periodontics Restorative Dent **38**(1): e1-e7.

Fickl, S., D. Schneider, O. Zuhr, M. Hinze, A. Ender, R. E. Jung and M. B. Huerzeler (2009). "Dimensional changes of the ridge contour after socket preservation and buccal overbuilding: an animal study." J Clin Periodontol **36**(5): 442-448.

Fickl, S., O. Zuhr, H. Wachtel, W. Bolz and M. Huerzeler (2008). "Tissue alterations after tooth extraction with and without surgical trauma: a volumetric study in the beagle dog." J Clin Periodontol **35**(4): 356-363.

Fickl, S., O. Zuhr, H. Wachtel, C. F. Stappert, J. M. Stein and M. B. Hurzeler (2008). "Dimensional changes of the alveolar ridge contour after different socket preservation techniques." J Clin Periodontol **35**(10): 906-913.

Friedlaender, G. E. and M. C. Horowitz (1992). "Immune responses to osteochondral allografts: nature and significance." Orthopedics **15**(10): 1171-1175.

Gehrke, P., M. Degidi and G. Dhom (2008). "Die dreidimensionale Positionierung von Implantaten - Ein Fokus auf Ästhetik." Implantologie 2008;16(2) **9**: 131-139.

Gottlow, J., S. Nyman, J. Lindhe, T. Karring and J. Wennstrom (1986). "New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration. Case reports." J Clin Periodontol **13**(6): 604-616.

Gulinelli, J. L., R. A. Dutra, H. F. Marao, S. F. P. Simeao, G. B. Groli Klein and P. L. Santos (2017). "Maxilla reconstruction with autogenous bone block grafts: computed tomography evaluation and implant survival in a 5-year retrospective study." Int J Oral Maxillofac Surg **46**(8): 1045-1051.

Hämmerle, C. H., R. E. Jung, D. Yaman and N. P. Lang (2008). "Ridge augmentation by applying bioresorbable membranes and deproteinized bovine bone mineral: a report of twelve consecutive cases." Clin Oral Implants Res **19**(1): 19-25.

Jensen, S. S., M. Aaboe, E. M. Pinholt, E. Hjorting-Hansen, F. Melsen and I. E. Ruyter (1996). "Tissue reaction and material characteristics of four bone substitutes." Int J Oral Maxillofac Implants **11**(1): 55-66.

Jensen, S. S. and H. Terheyden (2009). "Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials." Int J Oral Maxillofac Implants **24** **Suppl**: 218-236.

Jung, R. E., G. A. Halg, D. S. Thoma and C. H. Hammerle (2009). "A randomized, controlled clinical trial to evaluate a new membrane for guided bone regeneration around dental implants." Clin Oral Implants Res **20**(2): 162-168.

Jung, R. E., A. Philipp, B. M. Annen, L. Signorelli, D. S. Thoma, C. H. Hammerle, T. Attin and P. Schmidlin (2013). "Radiographic evaluation of different techniques for ridge preservation after tooth extraction: a randomized controlled clinical trial." J Clin Periodontol **40**(1): 90-98.

Kuchler, U. and T. von Arx (2014). "Horizontal ridge augmentation in conjunction with or prior to implant placement in the anterior maxilla: a systematic review." Int J Oral Maxillofac Implants **29** **Suppl**: 14-24.

Le, B., M. D. Rohrer and H. S. Prasad (2010). "Screw "tent-pole" grafting technique for reconstruction of large vertical alveolar ridge defects using human mineralized allograft for implant site preparation." J Oral Maxillofac Surg **68**(2): 428-435.

MacBeth, N., A. Trullenque-Eriksson, N. Donos and N. Mardas (2017). "Hard and soft tissue changes following alveolar ridge preservation: a systematic review." Clin Oral Implants Res **28**(8): 982-1004.

Maiorana, C., M. Beretta, S. Salina and F. Santoro (2005). "Reduction of autogenous bone graft resorption by means of bio-oss coverage: a prospective study." Int J Periodontics Restorative Dent **25**(1): 19-25.

Marks, S. C., Jr. (1995). "The basic and applied biology of tooth eruption." Connect Tissue Res **32**(1-4): 149-157.

Marks, S. C., Jr. and H. E. Schroeder (1996). "Tooth eruption: theories and facts." Anat Rec **245**(2): 374-393.

Marx, R. E., T. Shellenberger, J. Wimsatt and P. Correa (2002). "Severely resorbed mandible: predictable reconstruction with soft tissue matrix expansion (tent pole) grafts." J Oral Maxillofac Surg **60**(8): 878-888; discussion 888-879.

Mertens, C., S. Braun, J. Krisam and J. Hoffmann (2019). "The influence of wound closure on graft stability: An in vitro comparison of different bone grafting techniques for the treatment of one-wall horizontal bone defects." Clin Implant Dent Relat Res.

Miller, N., J. Penaud, B. Foliguet, H. Membre, P. Ambrosini and M. Plombas (1996). "Resorption rates of 2 commercially available bioresorbable membranes. A histomorphometric study in a rabbit model." J Clin Periodontol **23**(12): 1051-1059.

Mir-Mari, J., H. Wui, R. E. Jung, C. H. Hammerle and G. I. Benic (2016). "Influence of blinded wound closure on the volume stability of different GBR materials: an in vitro cone-beam computed tomographic examination." Clin Oral Implants Res **27**(2): 258-265.

Moussa, M., O. A. El-Dahab and H. El Nahass (2016). "Anterior Maxilla Augmentation Using Palatal Bone Block with Platelet-Rich Fibrin: A Controlled Trial." Int J Oral Maxillofac Implants **31**(3): 708-715.

Nyman, S., J. Gottlow, T. Karring and J. Lindhe (1982). "The regenerative potential of the periodontal ligament. An experimental study in the monkey." J Clin Periodontol **9**(3): 257-265.

Owens, K. W. and R. A. Yukna (2001). "Collagen membrane resorption in dogs: a comparative study." Implant Dent **10**(1): 49-58.

Sanz, M., D. Cecchinato, J. Ferrus, E. B. Pjetursson, N. P. Lang and J. Lindhe (2010). "A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in the maxilla." Clin Oral Implants Res **21**(1): 13-21.

Sanz-Sanchez, I., A. Ortiz-Vigon, I. Sanz-Martin, E. Figuero and M. Sanz (2015). "Effectiveness of Lateral Bone Augmentation on the Alveolar Crest Dimension: A Systematic Review and Meta-analysis." J Dent Res **94**(9 Suppl): 128S-142S.

Schlee, M. (2016). "Die Tentpole-Technik zur Verdickung von Hart- und Weichgewebe." Inspiration & Insights Magazin 1/2.2016 **4**.

Schropp, L., A. Wenzel, L. Kostopoulos and T. Karring (2003). "Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study." Int J Periodontics Restorative Dent **23**(4): 313-323.

Schwarz, F., M. Herten, D. Ferrari, M. Wieland, L. Schmitz, E. Engelhardt and J. Becker (2007). "Guided bone regeneration at dehiscence-type defects using biphasic hydroxyapatite + beta tricalcium phosphate (Bone Ceramic) or a collagen-coated natural bone mineral (BioOss Collagen): an immunohistochemical study in dogs." Int J Oral Maxillofac Surg **36**(12): 1198-1206.

Sigurdsson, T. J., R. Hardwick, G. C. Bogle and U. M. Wikesjo (1994). "Periodontal repair in dogs: space provision by reinforced ePTFE membranes enhances bone and cementum regeneration in large supraalveolar defects." J Periodontol **65**(4): 350-356.

Simion, M., M. Baldoni, P. Rossi and D. Zaffe (1994). "A comparative study of the effectiveness of e-PTFE membranes with and without early exposure during the healing period." Int J Periodontics Restorative Dent **14**(2): 166-180.

Tallgren, A. (1972). "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years." J Prosthet Dent **27**(2): 120-132.

Tan, W. L., T. L. Wong, M. C. Wong and N. P. Lang (2012). "A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans." Clin Oral Implants Res **23** Suppl 5: 1-21.

Thilander, B., S. Nyman, T. Karring and I. Magnusson (1983). "Bone regeneration in alveolar bone dehiscences related to orthodontic tooth movements." Eur J Orthod **5**(2): 105-114.

Troeltzsch, M., M. Troeltzsch, P. Kauffmann, R. Gruber, P. Brockmeyer, N. Moser, A. Rau and H. Schliephake (2016). "Clinical efficacy of grafting materials in alveolar ridge augmentation: A systematic review." J Craniomaxillofac Surg **44**(10): 1618-1629.

Urban, I. A., J. L. Lozada, B. Wessing, F. Suarez-Lopez del Amo and H. L. Wang (2016). "Vertical Bone Grafting and Periosteal Vertical Mattress Suture for the Fixation of Resorbable Membranes and Stabilization of Particulate Grafts in Horizontal Guided Bone Regeneration to Achieve More Predictable Results: A Technical Report." Int J Periodontics Restorative Dent **36**(2): 153-159.

Vignoletti, F., P. Matesanz, D. Rodrigo, E. Figuero, C. Martin and M. Sanz (2012). "Surgical protocols for ridge preservation after tooth extraction. A systematic review." Clin Oral Implants Res **23** **Suppl 5**: 22-38.

von Arx, T. and D. Buser (2006). "Horizontal ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients." Clin Oral Implants Res **17**(4): 359-366.

von Arx, T., D. L. Cochran, R. K. Schenk and D. Buser (2002). "Evaluation of a prototype trilayer membrane (PTLM) for lateral ridge augmentation: an experimental study in the canine mandible." Int J Oral Maxillofac Surg **31**(2): 190-199.

Weinberg, M. and C. Sadowsky (1996). "Resolution of mandibular arch crowding in growing patients with Class I malocclusions treated nonextraction." Am J Orthod Dentofacial Orthop **110**(4): 359-364.

Wessing, B., S. Lettner and W. Zechner (2018). "Guided Bone Regeneration with Collagen Membranes and Particulate Graft Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis." Int J Oral Maxillofac Implants **33**(1): 87-100.

Zahedi, S., R. Legrand, G. Brunel, A. Albert, W. Dewe, B. Coumans and J. P. Bernard (1998). "Evaluation of a diphenylphosphorylazide-crosslinked collagen membrane for guided bone regeneration in mandibular defects in rats." J Periodontol **69**(11): 1238-1246.

Zellin, G., A. Gritli-Linde and A. Linde (1995). "Healing of mandibular defects with different biodegradable and non-biodegradable membranes: an experimental study in rats." Biomaterials **16**(8): 601-609.

Lebenslauf

Hochschulausbildung

- 2013 – 2018 Studium der Zahnmedizin an der Universität Würzburg
Abschluss: Staatsexamen, Approbation als Zahnärztin
- 2018 Beginn der Promotion in der Abteilung für Zahnerhaltung
und Parodontologie der Zahnklinik Würzburg unter der
Leitung von Prof. Dr. med. dent. Stefan Fickl

Bremen, 25.02.2021

Danksagung

Diese Arbeit wurde von Juli 2018 bis März 2020 in Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie sowie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Zahnklinik Würzburg unter der Leitung von

Prof. Dr. med. dent. Stefan Fickl

durchgeführt.

Ihm gilt mein besonderer Dank für die Möglichkeit zur Durchführung dieser Untersuchung.

Ein herzlicher Dank an

Dr. med. dent. Christian Höhne

für die enorme Unterstützung im informatischen und statistischen Bereich, ohne die die Datenauswertung in dieser Form nicht möglich gewesen wäre.

Ich bedanke mich bei

Prof. Dr. rer. nat. Kathleen Wermke

für die zahlreichen guten Tipps im Vorfeld im Rahmen des Doktorandenseminars und für konstruktiven Korrekturvorschläge und Ratschläge im Entstehungsprozess der Arbeit.

Mein außerordentlicher Dank gilt meinem Betreuer

Dr. med. dent. Frederic Kauffmann,

für die spontane aber sehr erfreuliche Einladung zum Projekt, die unzähligen hilfreichen Telefonate und Nachrichten zu jeder Tageszeit und an jedem Wochentag, für die zahlreichen Korrekturen der sich entwickelnden Arbeit und vor allem für den moralischen Beistand und die Motivation, die zur Vollendung meiner Dissertation geführt haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, die nicht nur Korrektur gelesen, sondern mich zu jeder Zeit auf meinem Lebensweg unterstützt haben.