

Aus der Klinik für Kieferorthopädie,  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Jörg Lisson

# **Untersuchung zur Präzision von CAD/CAM-Insertionsschablonen für kieferorthopädische Miniimplantate**

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde*  
**der Medizinischen Fakultät**  
**der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES**

2021

vorgelegt von:

Luisa Marie Krause

geb. am: 17.10.1995 in Trier

Tag der Promotion: 12.05.2022

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Michael D. Menger

1. Berichterstatter: PD Dr. Björn Ludwig

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Kolja Freier

*Meiner Familie gewidmet*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>2</b>
2.1	Deutsche Zusammenfassung .....	2
2.2	Abstract.....	4
<b>3</b>	<b>EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG.....</b>	<b>5</b>
3.1	Ziel der Arbeit / Fragestellung.....	7
<b>4</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>8</b>
4.1	Miniimplantate.....	8
4.1.1	Verwendung und Aufbau.....	8
4.1.2	Palatinale Insertion.....	10
4.2	Risiken und Komplikationen .....	12
4.3	Erfolgsraten.....	13
4.4	Bohrschablonen .....	14
4.4.1	Varianten.....	14
4.4.2	Ablauf der Herstellung der CAD/CAM-Insertionsguides .....	15
4.4.3	Optimierung .....	16
4.4.4	Virtuelle Planung .....	17
4.4.5	Alternativen.....	19
<b>5</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>20</b>
5.1	Material.....	20
5.1.1	Insertionsguides .....	20

5.1.2	Knochenersatzmaterial.....	21
5.1.3	Miniimplantate und Klingen.....	22
5.2	Methode.....	24
5.2.1	Insertion.....	24
5.2.2	Röntgenaufnahmen.....	25
5.3	Datenerfassung und Auswertung.....	26
5.3.1	Festlegung der Messpunkte.....	26
5.4	Statistische Analyse.....	29
5.5	Akzeptanzkriterien.....	31
<b>6</b>	<b>  <b>ERGEBNISSE</b></b> .....	<b>32</b>
6.1	Vorversuche.....	32
6.2	Gesamtzahl der Insertionen.....	33
6.3	Ergebnisse erhobener Daten.....	33
6.3.1	Insertionstiefe der Miniimplantate.....	33
6.3.2	Apikaler Abstand der Miniimplantate.....	34
6.3.3	Koronaler Abstand der Miniimplantate.....	35
6.3.4	Winkel der Miniimplantate zueinander.....	36
6.3.5	Winkel der Miniimplantate zur Oberfläche des Knochenersatzmaterials ...	37
6.4	Verhalten Insertionsguides.....	39
<b>7</b>	<b>  <b>DISKUSSION</b></b> .....	<b>40</b>
7.1	Einführung in die Diskussion.....	40
7.2	Diskussion des Materials.....	41
7.2.1	Miniimplantate.....	41
7.2.2	Insertionsguides.....	41

7.2.3	Knochenersatzmaterial.....	42
7.3	Diskussion der Methode .....	43
7.3.1	Messungen .....	43
7.3.2	Auswirkungen der Sterilisation.....	43
7.4	Vergleich der Ergebnisse mit vorhandener Literatur.....	44
7.4.1	Insertionstiefe.....	44
7.4.2	Laterale Abweichung .....	44
7.4.3	Winkel der beiden Miniimplantate zueinander.....	45
7.4.4	Winkel der beiden Miniimplantate zur Oberfläche .....	45
7.4.5	Unterschiede zwischen der sterilisierten und unsterilisierten Verwendung der Insertionsguides .....	46
7.4.6	Vergleich mit der allgemeinen Implantologie .....	46
7.5	Schlussfolgerungen / Fazit.....	47
7.5.1	Ausblick .....	47
<b>8</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>49</b>
<b>9</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>55</b>
<b>10</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>57</b>
<b>11</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>58</b>
<b>12</b>	<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>59</b>
<b>13</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>60</b>

# 1 Abkürzungsverzeichnis

®	Registered Trade Mark
2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
Abb.	Abbildung
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Digitale Volumentomographie
<i>et al.</i>	<i>et alii</i> (lat.: und andere)
GBG	Gingiva-borne guides
STL	Stereo Lithography, Standard Tessellation Language
Tab.	Tabelle
TBG	Tooth-borne guides

## 2 Zusammenfassung

Es folgt die deutsche sowie die englische Zusammenfassung der Studie.

### 2.1 Deutsche Zusammenfassung

#### Einleitung:

Die genaue Umsetzung einer zuvor digital geplanten Miniimplantatposition trägt zum Implantationserfolg bei. Die Verwendung von Insertionsguides soll eine präzise Umsetzung in Bezug auf eine positions- und achsgenaue Insertion ermöglichen. Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Übertragungsgenauigkeit von CAD/CAM-Insertionsguides zu messen, die bei der Verwendung von palatinalen Miniimplantaten genutzt werden. Dabei wurden die Ergebnisse, welche mittels sterilisierter und unsterilisierter Insertionsguides erreicht wurden, gegenübergestellt. Zusätzlich wurde die reale Position der Miniimplantate nach Implantation mit der digitalen Planung verglichen und in Bezug zu den entsprechenden Ziel-Toleranzen betrachtet.

#### Material und Methode:

Im ersten Schritt erfolgte die CAD/CAM-Planung und Fertigung der Insertionsguides. Es wurden drei verschiedenen Kunstharze im Hinblick auf Dimensionstreuung und Verhalten nach vollzogener Sterilisation untersucht. 60 Miniimplantate wurden paarweise mittels Insertionsguides in Blöcken aus Knochenersatzmaterial positioniert. Hierbei war je die Hälfte der Insertionsguides sterilisiert bzw. unsterilisiert. Nach erfolgter Implantation wurden Abweichungen zur digital geplanten Position in Bezug auf den Abstand der Miniimplantatpaare sowie auf die Insertionstiefen analysiert. Zudem wurden die Winkel, welche die Miniimplantate zueinander und zu der Oberfläche des Knochenersatzmaterials bilden, bestimmt.

#### Ergebnisse:

Nur eines der getesteten Materialien eignete sich zur Verwendung als sterilisierbare Insertionsschablone. Es konnten unterschiedliche mittlere Abweichungen in allen untersuchten Parametern ermittelt werden. Im Vergleich waren die Werte, die bei der Insertion mittels sterilisierter Insertionsschablonen erreicht wurden, näher an den Zielwerten. Nur für den Parameter „Winkel der Miniimplantate zueinander“ konnte ein Mittelwert bei der Verwendung von sterilisierten Insertionsguides erreicht werden, der sich innerhalb der Ziel-Toleranz befand (Ziel:  $0\pm 3^\circ$ , Mittelwert:  $2,992^\circ$ ).



Schlussfolgerung:

Der Ziel-Toleranz-Bereich konnte nur für die sterile Gruppe eines Parameters erreicht werden. Eine hochpräzise Umsetzung der digital geplanten Position wurde durch die Verwendung von CAD/CAM-Insertionsguides nicht erzielt. Die Präzision der Positionierung ist mittels sterilisierter Insertionsguides besser realisierbar.

## 2.2 Abstract

### **CAD/CAM insertion guides – investigation into the three-dimensional precision of mini-implants**

#### Summary:

The exact implementation of a previously digitally planned mini-implant position contributes to implantation success. The use of insertion guides should enable precise implementation in terms of positional and axial accuracy of insertion. The aim of this study was to measure the transfer accuracy of CAD/CAM-insertion guides used with palatal mini-implants. The results achieved using sterilized and non-sterilized insertion guides were compared. In addition, the achieved real position of the mini-implants was contrasted with the digital planning and considered in relation to the corresponding target tolerances.

#### Materials and methods:

Sixty mini-implants were positioned in pairs in blocks of bone substitute material using insertion guides. Half of the insertion guides were sterilized and the other half were unsterilized. The placement was compared with the previously planned position of the mini-implants. Deviations in the apical and coronal distances of the mini-implants, the insertion depth, and the angle formed by the mini-implants to each other and to the surface of the bone substitute material were measured.

#### Results:

Only one of the tested materials was suitable for use as a sterilizable insertion template. Different mean deviations could be determined in all parameters investigated. In comparison, the values achieved with insertion using sterilized insertion guides are closer to the target values. Only for the parameter "angle of the mini-implants to each other" could a mean value be achieved when using sterile insertion guides that was within the target tolerance (target:  $0\pm 3^\circ$ , mean:  $2.992^\circ$ ).

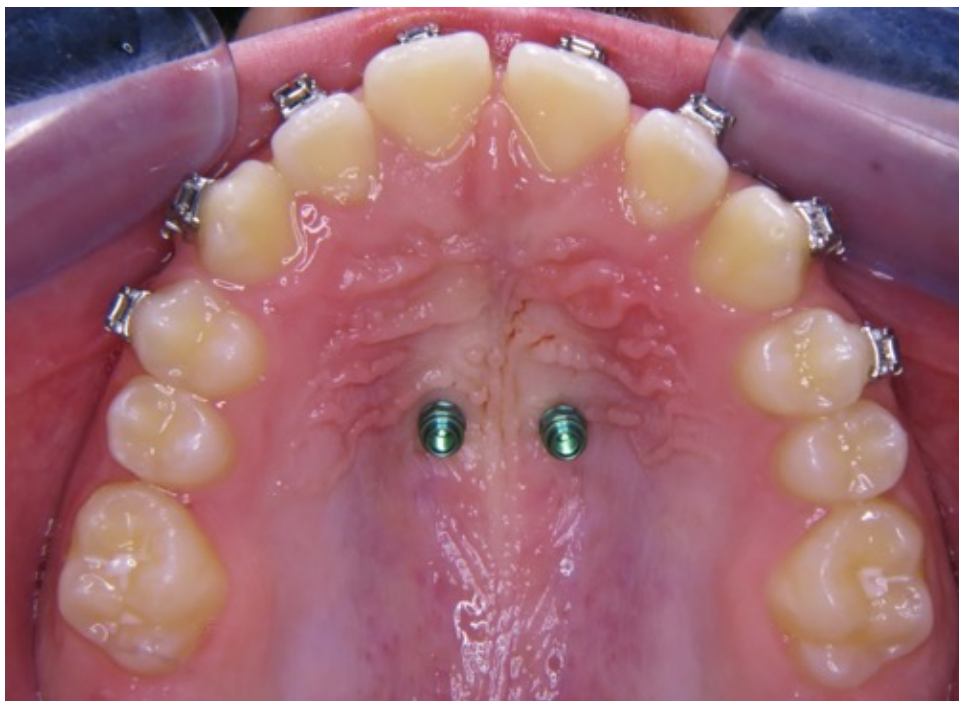
#### Conclusions:

The target tolerance range could only be achieved for the sterile group of one parameter. High-precision transfer of the digitally planned position was not achieved by using CAD/CAM-insertion guides. The precision of the positioning can be better realized using sterilized insertion guides.

### 3 Einleitung und Fragestellung

Miniimplantate kommen in der Kieferorthopädie bereits seit mehreren Jahrzehnten zur maximalen Verankerung von kieferorthopädischen Behandlungsapparaturen zum Einsatz [74]. Die hohe Akzeptanz liegt unter anderem an den vielfältigen Anwendungsmöglichkeiten und der hohen Erfolgsrate [30]. So werden Miniimplantate beispielsweise bei der Behandlung einer Klasse-II-Malokklusion, zur Molarendistalisation, zur Intrusion ganzer Zahnreihen, sowie zur Intrusion oder Extrusion einzelner Zähne, Expansion des Oberkiefers und zur Aufrichtung einzelner Zähne verwendet [45]. Bei der Implantation werden Implantate in den inter- oder extraradikulären Alveolarknochen oder den Gaumen eingebracht, wodurch eine feste Verankerung erreicht werden kann [4, 44].

Die Anwendung der Miniimplantate im palatinalen Bereich (Abbildung 1) wurde bereits Mitte der 90er Jahre beschrieben [71]. Das Knochenangebot des anterioren Gaumens bietet zum Teil hervorragende Bedingungen zur Insertion von Miniimplantaten. Dabei ist es von großer Wichtigkeit, dass die Miniimplantate präzise positioniert werden, um diesen gut geeigneten Knochenbereiche optimal nutzen zu können [31, 47, 49]. Ebenso wichtig ist die exakte Positionierung in Hinblick auf die Schonung umliegender Strukturen, wie Zahnwurzeln, Gefäße und Nerven [42].



**Abbildung 1:** Zwei palatinal inserierte Miniimplantate in situ

Demnach stellt die Benutzung von Miniimplantaten in der Kieferorthopädie eine Herausforderung dar, da eine exakte Positionierung trotz des begrenzten Platzangebots notwendig ist [87]. Zur Verbesserung der sicheren und genauen Positionierung und Ausrichtung von Miniimplantaten wurden dreidimensionale Bohrschablonen entwickelt [39, 46, 56]. Diese können eine präoperativ digital geplante Position der Miniimplantate vorgeben, die auf das Knochenangebot und die individuelle Anwendung abgestimmt ist. Während der chirurgischen Insertion der Miniimplantate soll sich die geplante Positionierung auf die reale Situation übertragen lassen. Dadurch sollen zahlreiche Risiken und Komplikationen, die durch eine Fehlpositionierung entstehen können, minimiert und die Insertion unkomplizierter gestaltet werden [33]. Innerhalb eines Behandlungstermins ermöglichen CAD/CAM-Insertionsguides die Platzierung von Miniimplantaten und die direkte Befestigung der Abutments mit der endgültigen Apparatur. Durch die Fertigung eben dieser Apparatur anhand der zuvor digital geplanten Position der Miniimplantate [55].

Es existiert eine Vielzahl von verschiedenen CAD/CAM-Insertionsschablonen auf dem Markt. Im Rahmen dieser Studie wurde das System *AccuGuide* (Forestadent Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, Deutschland) bestehend aus einer Insertionsschablone, den Miniimplantaten *OrthoEasy Pal* und der Einsetzklinge verwendet, um die Genauigkeit der Positionsübertragung zu prüfen.

### 3.1 Ziel der Arbeit / Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Präzision der Positionierung von Miniimplantaten, welche mittels eines CAD/CAM-Insertionsguides inseriert wurden, zu analysieren. Dabei wurde die erzielte Position mit Hilfe von digitalen Winkel- und Streckenmessungen untersucht. Zur Beantwortung der Frage, ob eine genaue Umsetzung der digitalen Position realisierbar ist, soll im Rahmen dieser Arbeit die folgende Hypothese untersucht werden:

CAD/CAM-Insertionsguides ermöglichen eine „hochpräzise“

Positionierung von Miniimplantaten.

Dabei sollen die Ziel-Toleranz-Werte (Herstellerangaben) der nachfolgenden Parameter erreicht werden:

1. Insertionstiefe
2. Apikaler Abstand der Miniimplantate
3. Koronaler Abstand der Miniimplantate
4. Winkel der beiden Miniimplantate zueinander
5. Winkel der einzelnen Miniimplantate zur Oberfläche des Knochenersatzmaterials

## 4 Literaturübersicht

### 4.1 Miniimplantate

Im Folgenden werden die Verwendung und der Aufbau sowie die palatinale Insertion der Miniimplantate näher erläutert.

#### 4.1.1 Verwendung und Aufbau

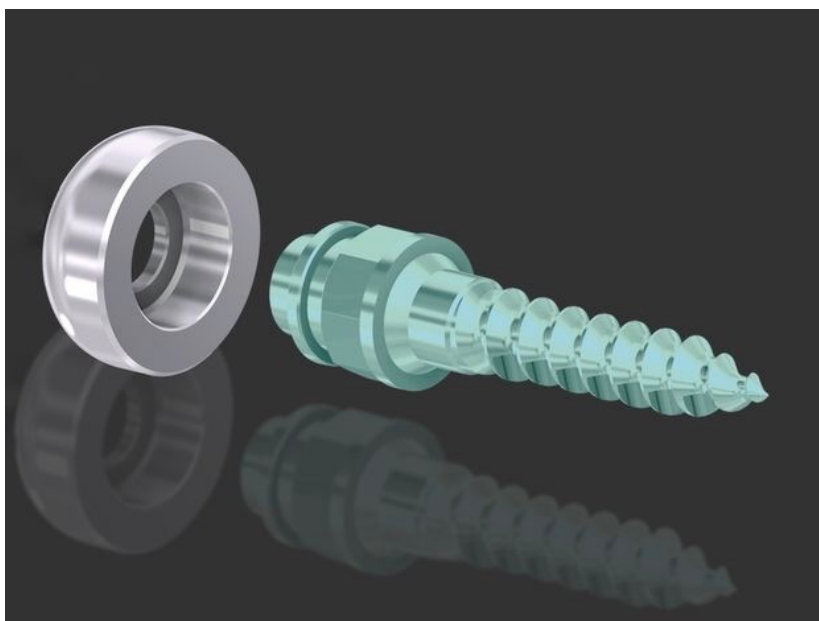
Miniimplantate kommen in der Kieferorthopädie zum Einsatz, um Behandlungsapparaturen absolut zu verankern [4, 75, 86]. Insbesondere auf Grund ihrer relativ geringen Kosten und chirurgischen Invasivität haben sich die Miniimplantate etabliert [58, 89]. Mit Hilfe von diversen Zusatzapparaturen können Kräfte von den maximal verankerten Miniimplantaten exakt auf die zu therapierenden Zähne übertragen werden [51]. Eine Vielzahl von Studien zeigte, dass sich Miniimplantate für eine temporäre, stationäre, skelettale Verankerung eignen [1, 20, 53]. Miniimplantate lassen sich zu diesem Zweck an den verschiedensten Orten innerhalb der Mundhöhle inserieren, so kommen sie beispielsweise vestibulär/interradikulär, retromolar und palatinal zum Einsatz [24].

Für Miniimplantate gibt es eine Reihe von verwendeten Synonymen in der englisch- und deutschsprachigen Literatur. Diese werden z.B. Temporary Anchorage Devices (TAD), Minipins, Mikroschrauben, oder -implantate genannt. In der vorliegenden Studie wird der Begriff Miniimplantat genutzt, um das verwendete kieferorthopädische System zu beschreiben. Grundgedanke des Einsatzes von Miniimplantaten ist, die von *Proffit et al.* beschriebene „Möglichkeit, die erwünschte Zahnbewegung zu vergrößern, jedoch dabei gleichzeitig die unerwünschten Nebeneffekte zu verringern“ [68]. Dabei spielt auch das von Isaac Newton aufgestellte dritte Axiom *actio=reactio* eine wichtige Rolle. Dies gilt auch für die kieferorthopädische Zahnbewegung, denn jede auf einen Zahn gerichtete orthodontische Kraft wirkt reziprok. Somit gilt das Prinzip des Gleichgewichts von Wirkung und Gegenwirkung [23]. Bei der maximalen Verankerung mittels Miniimplantaten ist der Widerstand des Verankerungselements so hoch, dass es lediglich zu einer minimalen Mobilität im Verankerungsmodul kommt. Erfolgreich osseointegrierte Miniimplantate haben somit annähernd stationäre Verankerungseigenschaften [77]. Weitere Möglichkeiten, Gegenkräfte durch Zahnbewegungen möglichst minimal zu halten, stellen ein Headgear oder eine Delaire-Maske dar. Die wirkenden Kräfte werden bei diesen beiden Apparaturen ebenfalls auf skelettale

Strukturen umgeleitet [7]. Diese extraoralen Geräte sind jedoch, im Gegensatz zu Miniimplantaten, stark von der Compliance der Patienten abhängig [15, 21, 86].

Es gibt eine Vielzahl verschiedener Miniimplantate. Der relevante Unterschied dieser Miniimplantate bezieht sich, wie von *Papadopoulos et al.* beschrieben, auf die Legierung oder das Metall, das für ihre Herstellung verwendet wird, den Durchmesser des Gewindeteils, die Länge des Implantats und das Design des Kopfes [3, 52, 64, 81]. In den meisten Fällen sind die Gewinde selbstschneidend und/oder selbstbohrend. Durch die beschriebene Vielfalt an Miniimplantatversionen soll ermöglicht werden, dass passend zu jeder Ausgangslage (Knochenangebot, Knochenbeschaffenheit, geplanter Einsatz) das passende Miniimplantatsystem verwendet werden kann [72].

Der Grundaufbau der Miniimplantate bleibt jedoch der Gleiche. Die drei Bausteine eines Miniimplantats sind: der transmukosale Anteil und der Gewindeschaf sowie der Kopf, an dem das Abutment als Verbindung zwischen Miniimplantat und Apparatur verankert wird [50]. Abbildung 2 zeigt ein Miniimplantat mit passendem Abutment. Für den idealen und spannungsfreien Sitz des Abutments auf dem Implantatkopf ist die genaue Einhaltung des digital geplanten Winkels, der Insertionstiefe und des Abstandes der Implantatköpfe entscheidend. Um die Erfolgsraten zu erhöhen, wurden Untersuchungen zum idealen Durchmesser und der idealen Länge von Miniimplantaten durchgeführt [7, 19, 26]. Das Ergebnis dieser Studien zeigt, dass ein Durchmesser von mindestens 1,5 mm erforderlich ist [48]. Die optimale Länge der Miniimplantate liegt zwischen 7,0 mm bis 10 mm [2, 18, 48].

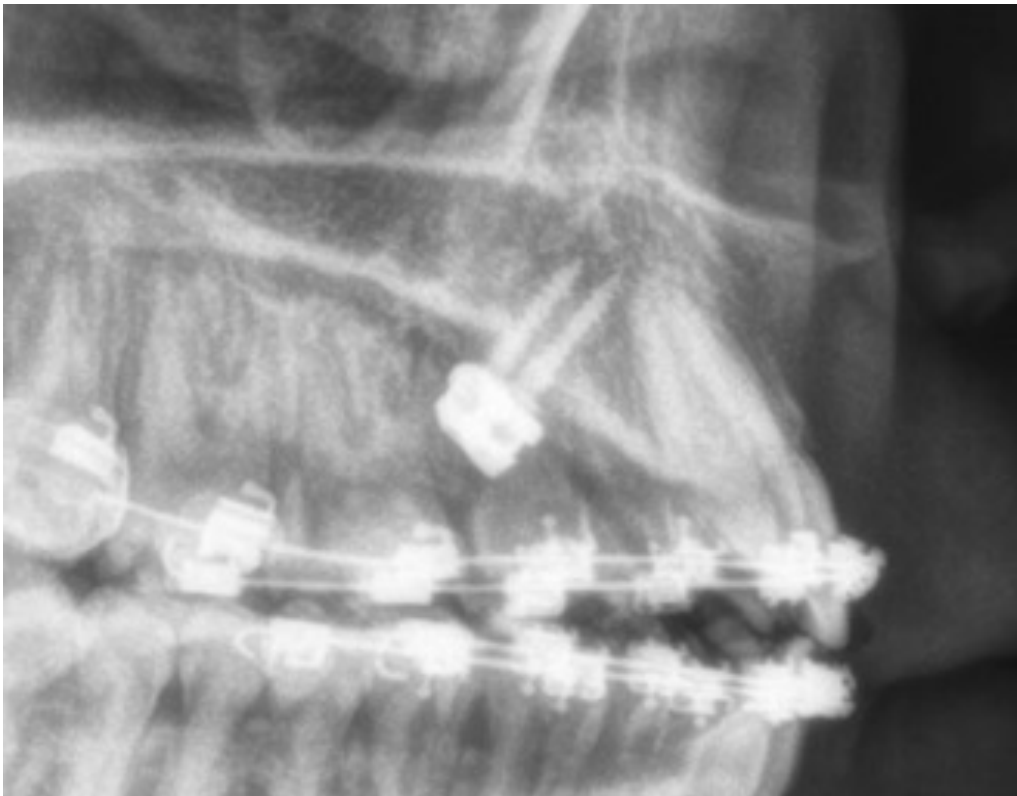


**Abbildung 2:** Miniimplantat mit passendem Abutment

#### 4.1.2 Palatinale Insertion

Palatinal inserierte Miniimplantate eignen sich zur Verankerung von kieferorthopädischen Behandlungsapparaturen, wie beispielsweise einer Frosch II-Apparatur zur Molarendistalisation oder des Snap Lock Expanders zur Gaumennahterweiterung [47]. Verschiedene Studien belegen, dass der Bereich des anterioren Gaumens als eine bevorzugte Stelle zur Insertion von Miniimplantaten angesehen wird [31, 47, 49]. Die hohe Erfolgsrate beruht auf der Kombination aus gutem Knochenangebot sowie einer befestigten und dünnen Mukosa [4, 89]. Sowohl eine geeignete Quantität als auch Qualität des Knochens sind im Bereich des vorderen Gaumens gut dokumentiert [32, 33, 90]. Weitere Vorteile der palatinalen Insertion, die *Hourfar et al.* nennen, sind der gute Zugang und das minimale Risiko, wichtige anatomische Strukturen zu verletzen [33]. Der Bereich der Implantation wurde von *Winsauer et al.* genauer eingegrenzt. Diese beschrieben, dass „der Bereich 3 mm hinter dem Foramen incisivum und 3 bis 9 mm lateral der Mittelgaumennaht im Allgemeinen eine ausreichende vertikale palatinale Knochenhöhe für eine sichere Platzierung von Miniimplantaten bietet“ [90]. Bei der Verwendung von selbstschneidenden und selbstbohrenden Miniimplantaten, wie z.B. den *OrthoEasy Pal* (Forestadent Bernhard Förster GmbH) Miniimplantaten ist eine minimalinvasive Insertion unter Lokalanästhesie üblich [84]. Somit kann zu Gunsten eines geringeren Schmerzempfindens und eines gesteigerten Patientenkomforts auf das chirurgische Aufklappen der Mukosa verzichtet werden [6, 41, 83]. Bei der palatinalen Insertion von Miniimplantaten wird ein Winkel von ca. 30° zur Frontalebene angestrebt. Dadurch kommt es zu der typischen Ausrichtung wie sie in Abbildung 3 in der FRS-Aufnahme zu sehen ist. Wie von *Tosun et al.* beschrieben, ist der Grund für diese Ausrichtung des Implantates das ideal ausnutzbare Knochenangebot des Gaumens [81].





**Abbildung 3:** Eine FRS-Aufnahme zeigt zwei Miniimplantate im Bereich des anterioren Gaumens

## 4.2 Risiken und Komplikationen

Es sind eine Vielzahl von Risikofaktoren dokumentiert, die eine erfolgreiche Insertion von Miniimplantaten beeinflussen. Diese lassen sich den drei Unterpunkten Patientenfaktoren, Implantatfaktoren und iatrogenen Faktoren zuordnen. In zahlreichen Studien wurden unter anderem folgende Risikofaktoren aufgeführt:

### Patientenfaktoren:

- Alter [13, 59]
- Nikotinabusus [65]
- Mundhygiene [42, 66]
- Systemerkrankungen [63]
- Beschaffenheit des Knochens (Qualität und Quantität) [11, 73]
- Beschaffenheit der Gingiva [14]

### Implantatfaktoren:

- Implantatmaterial [22, 29]
- Art des Gewindes [29, 57]
- Schraubendurchmesser [11, 66]
- Implantatlänge [11, 66]
- Art der Implantatoberfläche [67]

### Iatrogene Faktoren:

- Eindrehmoment [42]
- Insertionswinkel [16, 42]
- Insertionstiefe [82]
- unbeabsichtigte Wurzelverletzungen (Verlust der Zahnvitalität, Osteosklerose und dentoalveoläre Ankylose) [31, 40, 42]
- Verletzung von umliegenden Strukturen (Nerven, Blutgefäße) [79]
- Emphysembildung [40]
- Implantatfraktur [42]
- Erfahrungheit des Behandlers [66]
- Überhitzung während der Insertion [66]
- Abrutschen oder Fehlplatzierung der Miniimplantate [40]

- Perforation der Nasennebenhöhlen/Kieferhöhlen [40]

### 4.3 Erfolgsraten

Bei der Verwendung von Miniimplantaten in der Kieferorthopädie stellt der Verlust der Stabilität den Misserfolg der Implantation dar. Die Erfolgsraten sind, wie von *Chen et al.* beschrieben, abhängig von der „Primärstabilität und Qualität sowie Quantität der Belastung“ [12].

Durch die Vielzahl der auf dem Markt vertretenen Miniimplantate, deren unterschiedliche Insertionsmethoden und -orte sowie deren verschiedene Verwendungen als Verankerungselement, ist ein direkter Vergleich nur bedingt möglich [9, 41, 62].

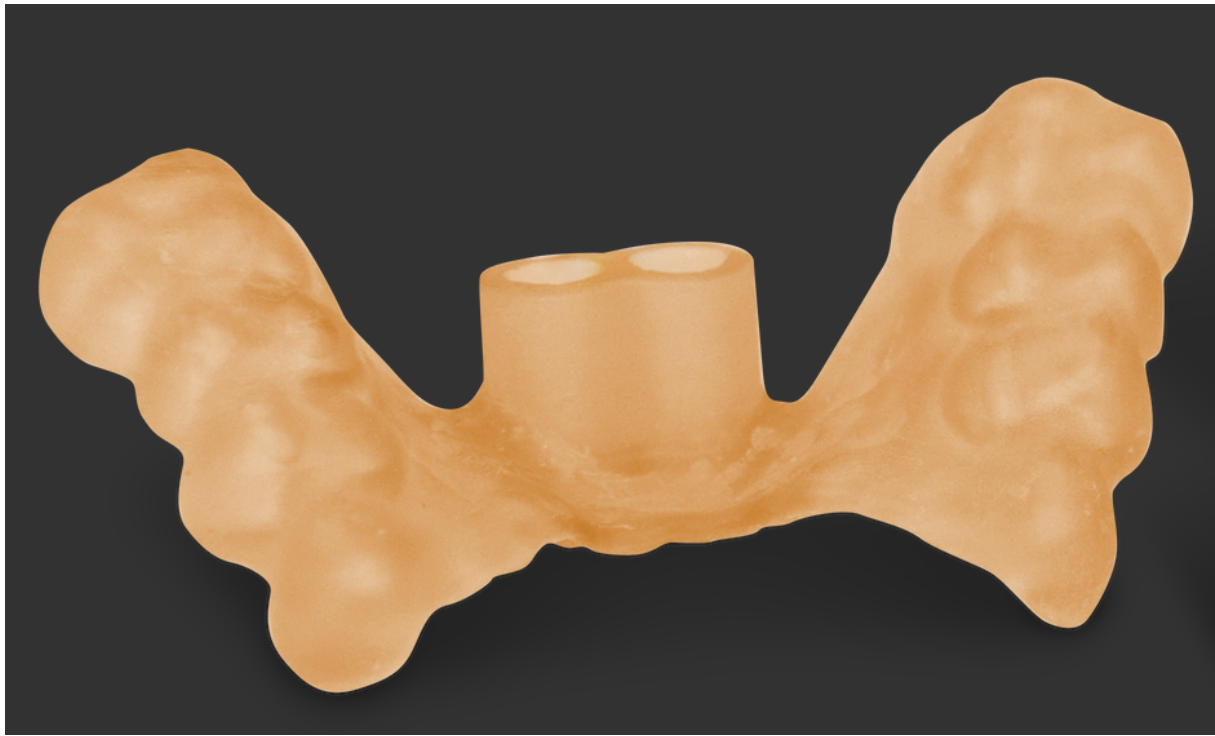
Je nach Insertionsort werden unterschiedliche Erfolgsraten angegeben. In der Studie von *Wiechmann et al.* wird eine Erfolgsrate von 0% für den Bereich des Unterkiefers lingual angegeben [88]. Die Erfolgsraten in den bukkalen Bereichen des Ober- und Unterkiefers werden mit bis zu 92,9% angegeben [54]. Die besten Erfolgsraten (bis zu 98,4%) bietet laut *Hourfar et al.* der anteriore Gaumen [30].

## 4.4 Bohrschablonen

### 4.4.1 Varianten

Bohrschablonen werden in der Kieferorthopädie als individuelle, dreidimensionale Einbringhilfe bei der Insertion von Miniimplantaten eingesetzt. Das Ziel ist sicherzustellen, dass Miniimplantate in einer idealen Insertionstiefe im Knochen platziert und parallel inseriert werden können [55]. Es werden verschiedene Möglichkeiten der Herstellung von Bohrschablonen beschrieben. So ist zum einen der Einsatz von auf Gipsmodellen hergestellten Bohrschablonen dokumentiert, zum anderen können 3D-Bildgebungsverfahren wie z.B. CBCT, 3D-Software und Stereolithographiegeräte genutzt werden, um derartige Bohrschablonen herzustellen [10, 31, 61, 81].

Die frühen Varianten der Bohrschablonen waren meist Metalldrahtführungen, die eine Röntgenverifizierung der Platzierungsposition ermöglichten [17]. Bei der chirurgischen Positionierung dienten diese Metalldrahtführungen als grobe Orientierungshilfen. Eine genaue Einhaltung der gewünschten Insertionstiefe oder der Angulation war jedoch noch nicht umsetzbar. Fortschrittlichere Bohrschablonen werden aus Tiefziehfolien, Kunstharzen oder Silikonen hergestellt und besitzen Führungslöcher für die Insertion der Miniimplantate [25, 55, 87]. Eine weitere Methode ist die CAD/CAM-Fertigung von Bohrschablonen, die von *Liu et al.* dokumentiert wurde [46]. Abbildung 4 zeigt den CAD/CAM-Insertionsguide *AccuGuide* (Forestadent Bernhard Förster GmbH). Besonders die Insertionstiefe kann bei der Verwendung von 3D-gedruckten Bohrschablonen laut verschiedener Studien gut kontrolliert werden [25, 55]. Moderne Bohrschablonen ermöglichen durch eine ideale Abstimmung von Führungshülse und Insertionsklinge eine vollständige Navigation während der Insertion. Dabei ist der Innendurchmesser der Führungshülse auf den Außendurchmesser der Insertionsklinge angepasst [70].



**Abbildung 4:** CAD/CAM-Insertionsguide AccuGuide (Forestadent Bernhard Förster GmbH) mit parallelen Führungshülsen zur Insertion von zwei palatinalen Miniimplantaten<sup>1</sup>

#### 4.4.2 Ablauf der Herstellung der CAD/CAM-Insertionsguides

Im Folgenden wird der Ablauf der Herstellung des CAD/CAM-Bohrschablonen Systems der Marke Forestadent Bernhard Förster GmbH beschrieben [28]. Die Herstellung und die Insertion der Miniimplantate wird in dem zugehörigen Infoblatt der Firma Forestadent in 5 Schritten zusammengefasst [27]:

1. Schritt: Scan und Röntgenbild

Begonnen wird die Behandlung mit der Anfertigung eines Intraoralscans (ggf. auch einer konventionellen Abformung) und eines Röntgenbildes (DVT oder FRS). Im Folgenden werden die STL-Datei und die Röntgenaufnahmen verschlüsselt an Forestadent übermittelt.

2. Schritt: Planung der Schablonen

---

<sup>1</sup> Die Abbildung wurde von Forestadent Bernhard Förster GmbH zur Verfügung gestellt

Ein von Forestadent geplanter Positionierungsvorschlag der Miniimplantate wird über einen 3D-Viewer zur Prüfung und Freigabe an den Behandler übermittelt.

### 3. Schritt: 3D-Druck des Arbeitsmodells und der Insertionsschablone

Nach der Freigabe der virtuellen Planung durch den Behandler werden das Arbeitsmodell und die Insertionsschablone erstellt und zurück an den Behandler versendet.

### 4. Schritt: Freigabe und Anfertigung der geplanten Apparatur

Das Praxislabor oder die entsprechenden Laborpartner können im nächsten Schritt die geplanten Behandlungsapparaturen mit den *OrthoEasy Pal* Miniimplantaten anfertigen.

### 5. Schritt: Positionierung der *OrthoEasy Pal* Miniimplantate

Im letzten Schritt können die Miniimplantate palatinal anhand der individuellen Insertionsschablonen inseriert werden.

## 4.4.3 Optimierung

In vielen Studien wird auf den positiven Nutzen der Positionierung von Miniimplantaten mithilfe von Insertionsschablonen eingegangen. *Tosus et al.* dokumentierten eine Reduktion der Operationszeit und eine erhöhte Präzision der Implantatangulation [80]. Eine Vielzahl von Studien zu konventionellen/allgemeinen dentalen Implantaten beschrieben bereits die Steigerung der Positionsgenauigkeit durch die Verwendung von Insertionsguides [76, 85, 92]. Gerade der Bereich des Gaumens ist nur bedingt einsehbar und erschwert somit die korrekte Angulation bei einer Freihandinsertion. Zudem bestätigten *Tosus et al.* frühere Studien, die eine niedrigere Rate an Fehlplatzierungen und Verletzung von anatomischen Strukturen beschrieben. Ein Trauma des umliegenden Gewebes wird durch die Verwendung von Insertionsguides minimiert [81]. Insertionsguides sollen ermöglichen, dass die zu erreichende Insertionstiefe nicht überschritten wird und stellen ebenfalls sicher, dass zwei Miniimplantate parallel befestigt werden können [55]. Ebendiese parallele Insertion ist bei palatinalen Miniimplantaten erwünscht. Zudem wird in der Literatur beschrieben, dass bei Verwendung von Bohrschablonen der Patientenkomfort gegenüber der Freihandinsertion erhöht ist [55].

Dies sei damit zu erklären, dass eine Positions- und Richtungsänderung des Bohrers während der Operation ohne Insertionsguides als unangenehm empfunden wird [60]. *De Gabriele et al.* zeigten zudem einen psychologischen Effekt für den Behandler, der sich durch die Insertionshilfe bei der Implantation sicherer fühlt. Zudem können Behandlungstermine eingespart werden [25], denn die Verwendung einer Bohrschablone ermöglicht es, Implantation und Befestigung des Abutments mit Apparatur innerhalb eines Termins durchzuführen [28].

Der angestrebte positive Nutzen durch die Verwendung einer Insertionshilfe lässt sich wie folgt zusammenfassen:

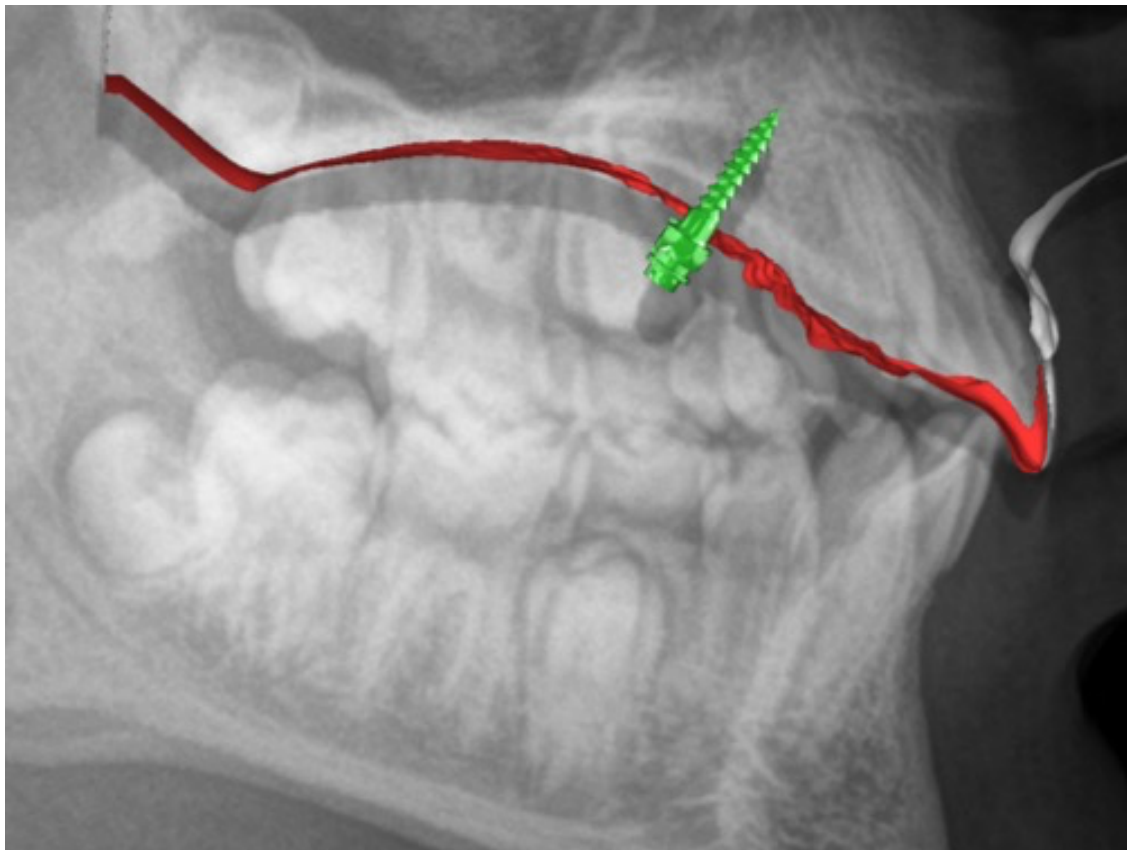
- Reduzierte Operationszeit
- Reduzierte Terminanzahl
- Erhöhte Präzision in Bezug auf die Position (Insertionstiefe, Implantatangulation)
- Niedrigere Rate an Fehlplatzierungen
- Parallele Platzierung zweier Miniimplantate
- Erhöhter Patientenkomfort
- Sicherheitsgefühl für Behandler

#### 4.4.4 Virtuelle Planung

Für eine erfolgreiche Befestigung von Miniimplantaten ist zusätzlich zu der Fertigung exakter Positionierungshilfen die genaue Ermittlung der idealen Positionierung der Miniimplantate notwendig. Zu diesem Zweck eignet sich für den anterioren Gaumen eine präoperative Knochendichtemessung und eine Vermessung des vertikalen Knochenangebots [8, 36]. In der Literatur sind sowohl die zweidimensionale Fernröntgenseitenaufnahme als auch die dreidimensionale digitale Volumetomografie (DVT) zum Zweck der Vermessung des Knochenangebots beschrieben [91]. Zahlreiche Studien belegen, dass die Vermessung mittels DVT akkurat und verlässlich ist [5, 38]. *Jung et al.* verglichen die präoperative Vermessung durch eine zweidimensionale und eine dreidimensionale Bildgebung und kamen zu dem Schluss, dass die Vermessung mittels einer Fernröntgenseitenaufnahme ebenfalls zuverlässig ist [37]. In der erwähnten Studie wurde dokumentiert, dass die dreidimensionale Vermessung des vertikalen Knochenangebots nur in seltenen Fällen bei grenzwertigen Dimensionen erforderlich ist.

Neben der Knochendichtemessung wird für die virtuelle Planung auch ein Intraoralscan des Patienten benötigt. Alternativ kann auch ein Gipsmodell des Patienten gescannt werden. Im Anschluss wird die STL-Datei des Intraoralscans mit der zwei-, bzw. dreidimensionalen Bildgebung überlagert. Hierbei kann beispielsweise das Programm *OnyxCeph* (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) verwendet werden. Dieses Vorgehen wurde bereits in zahlreichen Studien beschrieben [25, 35, 55, 87].

Anhand der überlagerten Patienteninformationen lässt sich die Position der Miniimplantate der individuellen Situation anpassen [10]. Die Miniimplantate können, wie in Abbildung 5 zu sehen, virtuell positioniert werden und die anschließend geplante Apparatur, auf die genaue Position der Miniimplantate abgestimmt, entworfen und noch vor der Implantation fertiggestellt werden.



**Abbildung 5:** Die Positionsplanung eines palatinalen Miniimplantats erfolgt mittels Überlagerung einer virtuellen Minischraube (grün) und einem Modell des Patientengebisses (rot) auf einer FRS-Aufnahme



#### 4.4.5 Alternativen

Alternativ zu einer Insertion von Miniimplantaten mittels einer Bohrschablone kann der Behandler die Implantation freihändig vornehmen. *Qui et al.* verglichen die Genauigkeit der Positionierung von Miniimplantaten, die mittels einer Bohrschablone und freihändig inseriert wurden [69]. Die verwendeten Bohrschablonen wurden mittels dreidimensionaler digitaler Volumetomografie und Modellscans geplant und im Anschluss aus einem photopolymerisierten Harz unter Verwendung einer stereolithografischen Anlage (SLA) gefertigt. Im Rahmen dieser erwähnten Studie wurden signifikante Unterschiede dokumentiert. Die Positionierung mit Hilfe von Bohrschablonen erwies sich gegenüber der Freihandinsertion als deutlich genauer.

Bei der Freihandinsertion hat sich als Orientierungshilfe zur erfolgreichen Insertion von Miniimplantaten der Bereich der dritten Gaumenfalte bewährt. In diesem Bereich wurde ein ausreichend großes Knochenangebot dokumentiert [32, 33]. Auf die Insertion der Miniimplantate folgt die Abformung (digital oder konventionell) sowie die Herstellung eines Modells. Anhand des Modells kann die anschließende Apparatur gefertigt und in einem zweiten Behandlungstermin eingegliedert werden.

## 5 Material und Methode

### 5.1 Material

Die für die vorliegenden Versuche verwendeten Materialien wie die Insertionsguides, das Knochenersatzmaterial, die Miniimplantate und Klingen werden in den folgenden Kapiteln näher beschrieben.

#### 5.1.1 Insertionsguides

Die im Rahmen dieser Studie verwendeten Insertionsguides basieren auf einem STL-Datensatz der Firma Forestadent Bernhard Förster GmbH. Sie entsprechen im Hinblick auf die Führungseinheit, die für die exakte Insertion der Miniimplantate benötigt wird, der Originalausführung der Insertionsschablonen *AccuGuide* (Forestadent Bernhard Förster GmbH).

Die Insertionsguides wurden mit Hilfe des *Form 2* (Formlabs, Somerville, MA, USA) 3D-Druckers fabriziert. Dabei handelt es sich um einen hochpräzisen Stereolithografie-Technologie Drucker.

#### **Vorversuche**

Aus den folgenden in Abbildung 6 dargestellten Materialien wurden je 10 identische Insertionsguides hergestellt:

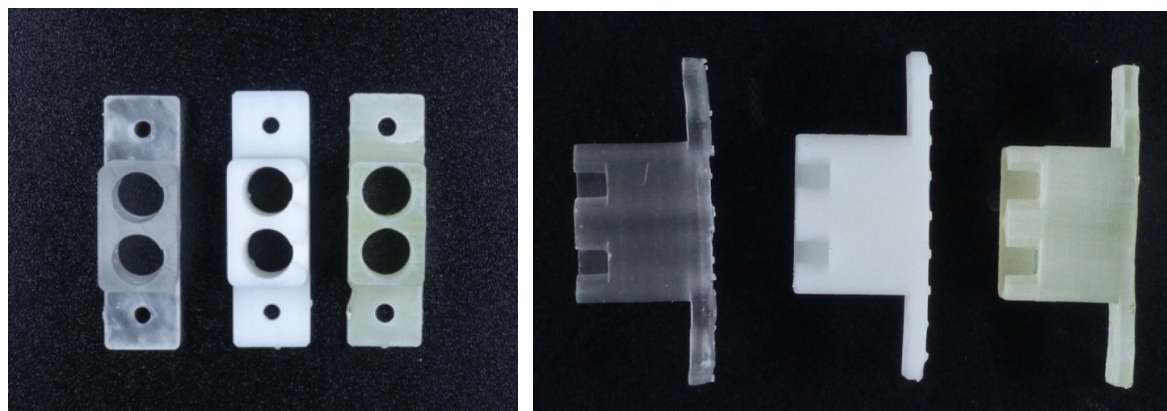
1. White Resin (FLGPWH04, Formlabs)
2. Dental LT Clear Resin (FLDLCL01, Formlabs)
3. Dental SG Resin (FLDGOR01, Formlabs)

White Resin ist ein nicht biokompatibles Standard Kunstharz, welches sich nicht für die Anwendung im Mund eignet. Dieses Kunstharz ist nicht speziell für zahnmedizinische Zwecke vorgesehen.

Dental LT Clear Resin ist ein langfristig biokompatibles Kunstharz gemäß der Klasse IIa. Es zeichnet sich durch eine hohe Beständigkeit gegenüber Verschleiß und Bruch aus und eignet sich daher besonders zur Herstellung von Schienen.

Dental SG Resin ist ein autoklavierbares und biokompatibles Kunstharz gemäß der Klasse I. Es kommt in der Herstellung hochpräziser chirurgischer Bohrschablonen zum Einsatz. Hierbei

handelt es sich um das Material, das für die Insertionsschablonen *AccuGuide* (Forestadent Bernhard Förster GmbH) verwendet wird.



**Abbildung 6:** Die drei verschiedenen Materialien der Insertionsguides der Vorversuche. Dental LT Clear Resin (links), White Resin (Mitte), Dental SG Resin (rechts)

Im Anschluss an den Druckvorgang wurden die Insertionsguides in der Aushärtekammer *Form CURE UV* (Formlabs) bei 60°C für 20 min nachgehärtet. Nach der Entfernung des durch den Druckvorgang anfallenden Stützmaterials konnten die Insertionsguides nach Herstellerangaben autoklaviert werden. Hierzu wurden *Eurosteril* (Euronda Deutschland GmbH, Altenberge, Deutschland) Sterilisationsfolien in Verbindung mit dem Siegelnahtgerät *MELAseal 100* (MELAG Medizintechnik GmbH und Co. KG, Berlin, Deutschland) verwendet. Im Anschluss erfolgte die Sterilisation durch den Sterilisator *Vacuklav 41B* (MELAG Medizintechnik GmbH und Co. KG). Die Anwendung fand unter den folgenden Programmeinstellungen statt: Schnellprogramm B, 135°C, 18,23 min.

Wie in Kapitel 6.1 beschrieben, eignete sich für die Weiterführung der Versuche lediglich Material 3 (Dental SG Resin). Für die vorliegende Studie wurden 60 identische Insertionsschablonen gedruckt. Dieses Kollektiv wurde in zwei Kohorten unterteilt. Die erste Kohorte wurde ausschließlich lichtgehärtet. Bei der zweiten Kohorte wurde zusätzlich zu der Aushärtung auch eine Sterilisation nach bereits beschriebenen Bedingungen durchgeführt.

### 5.1.2 Knochenersatzmaterial

Das Knochenersatzmaterial diente während der vorliegenden Studie als Pendant zum menschlichen Knochen des Gaumens. Es handelte sich um einen Solid-Rigid-Foam-Testblock

(SRF) mit einer Knochendichte von 40 PCF und den Maßen 130 mm x 180 mm x 40 mm der Firma SawBones Europe AB (Malmö, Schweden). Die Werte zu Druckfestigkeit, Dichte und Elastizitätsmodul sind in Tabelle 1 laut Herstellerangaben aufgeführt.

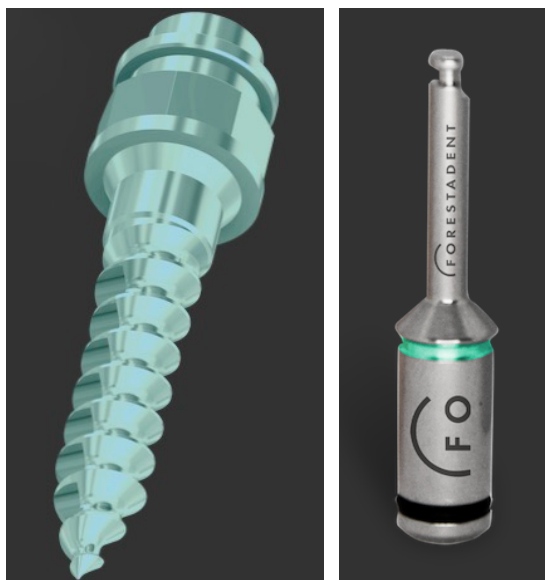
**Tabelle 1:** Mechanische Werte des SRF-Testblocks

Dichte in pcf <sup>2</sup>	Druck in MPA	Elastizitätsmodul
40	29	756

Dieses Knochenersatzmaterial eignet sich zu Testzwecken von Implantaten. Der Block wurde zu 60 einzelnen Blöcken verarbeitet. Zu statistischen Zwecken wurden die einzelnen Blöcke mit Zahlen von eins bis 60 versehen. Mit Hilfe von Connex-Schrauben (Conmetall Meister GmbH, Celle, Deutschland) von 10 mm Länge konnten die Insertionsschablonen auf den Knochenersatzmaterialblöcken fixiert werden. Auf den Blöcken Nummer 1 bis 30 wurden die unsterilisierten Insertionsguides und auf den Blöcken der Nummern 31 bis 60 die sterilisierten Insertionsguides verschraubt. Die Befestigung erfolgte unter Zuhilfenahme des Bosch Akkuschaubers IXO (Robert Bosch GmbH, Gerlingen, Deutschland).

### 5.1.3 Miniimplantate und Klingen

In der Studie wurden *OrthoEasy Palatinal Pins* (Forestadent Bernhard Förster GmbH) (Abbildung 7) einer Größe von 8 mm Länge und 1,7 mm Gewindedurchmesser verwendet. Hierbei handelt es sich um ein speziell für den palatinalen Einsatz entwickeltes Miniimplantat. Dieses ist selbstbohrend und selbstschneidend. Die Miniimplantate wurden paarweise verwendet. Somit kamen im Rahmen der Studie 120 *OrthoEasy Pal Pins* (Forestadent Bernhard Förster GmbH) zum Einsatz.



**Abbildung 7:** OrthoEasy Pal Pin (Forestadent Bernhard Förster GmbH) (links) und die zugehörige AccuGuide Klinge (rechts)<sup>2</sup>

Passend zu den verwendeten Pins wurden zwölf zylindrische Einsetzklingen von 10 mm Länge aus rostfreiem Stahl eingesetzt (REF 1300-0002, Forestadent Bernhard Förster GmbH). Bei diesen Klingen handelte es sich um das Verbindungsstück zwischen Winkelstück und Miniimplantat. Das Zusammenspiel von Klinge und Insertionsschablone führt zu einer möglichst exakten Positionierung der Minischrauben. Die Führungsfunktion beim Einsetzen wird über eine Führungshülse und die dazu passende Klinge realisiert. Diese Klinge gibt eine optimale Länge der Einsetztiefe durch eine Anschlagfunktion am Klingenende (vergrößerter Durchmesser der Einsetzklinge) vor. Bei Erreichen der Endposition gleitet der Kopf der Miniimplantate aus der Hülse und erreicht einen Punkt, an dem kein Drehmoment mehr übertragen wird. An dieser Stelle löst sich die Verbindung zwischen Implantat und Klinge.

---

<sup>2</sup> Die Abbildung wurde von Forestadent Bernhard Förster GmbH zur Verfügung gestellt

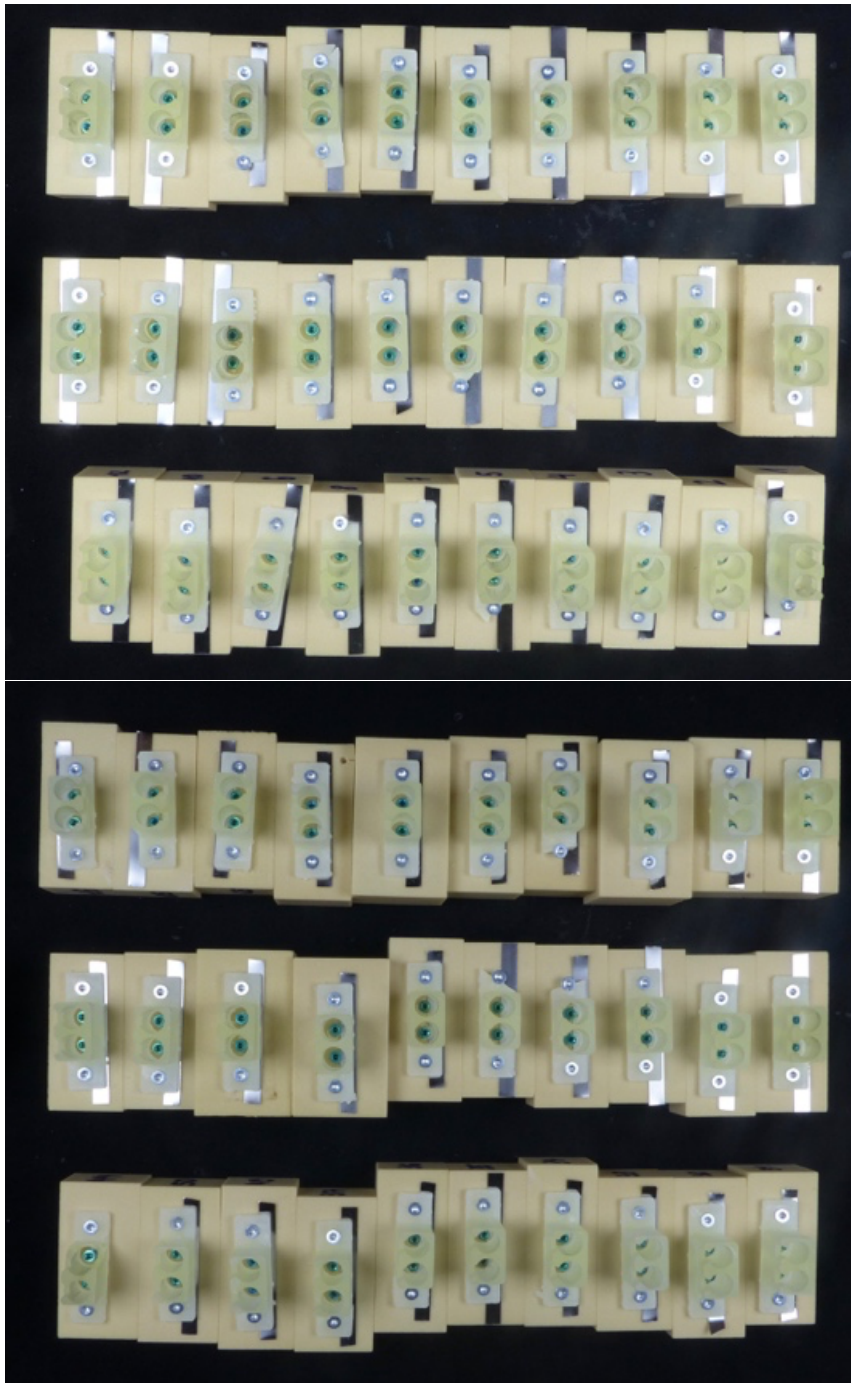
## 5.2 Methode

Im Folgenden wird die Methode der vorliegenden Studie näher erläutert.

### 5.2.1 Insertion

Da das Gewinde der *OrthoEasy Pal Pins* selbstschneidend und selbstbohrend ist, konnte auf eine Vorbohrung verzichtet werden. Die Implantation erfolgte mit einem standardisierten abgewinkelten, doppelt grünen Winkelstück an der Dentaleinheit ProFeel+ (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA). Dabei wurden die Geräteeinstellungen „keine Drehmomentbegrenzung“ und „Drehzahl von 60/min“ gewählt. Alle Miniimplantate wurden durch den gleichen Behandler inseriert. Der Vorgang der Insertion aller 120 Miniimplantate wurde pro Paar in einer zufälligen Reihenfolge vorgenommen. Nach der Insertion von zehn Miniimplantaten wurde stets die Klinge ausgewechselt.

Um für die spätere Ausmessung der Röntgenaufnahmen eine röntgendichte Ebene zu schaffen, wurde ein 4 mm dicker, gezahnter Stahlstreifen (Horico, Berlin, Deutschland) auf den Knochenersatzmaterialblöcken befestigt. Hierzu konnte der Stahlstreifen zwischen den Insertionsguides und dem Knochenersatzmaterialblock fixiert werden. (Abbildung 8)



**Abbildung 8:** Die Knochenersatzmaterialblöcke mit den unsterilisierten Insertionsguides (oben) und den sterilisierten Insertionsguides (unten). Die Miniimplantate sind bereits inseriert und die röntgendichten Stahlstreifen wurden fixiert

### 5.2.2 Röntgenaufnahmen

Im Anschluss an die Insertion wurden dreidimensionale Röntgenaufnahmen mit dem Röntgengerät *Orthophos SL 3D* (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA) angefertigt. Die

Stromstärke betrug 85 kV und die Röhrenspannung 6 mA. Es wurde das Programm VOL2 gewählt. Die Aufnahmedauer belief sich auf 14,4 s.

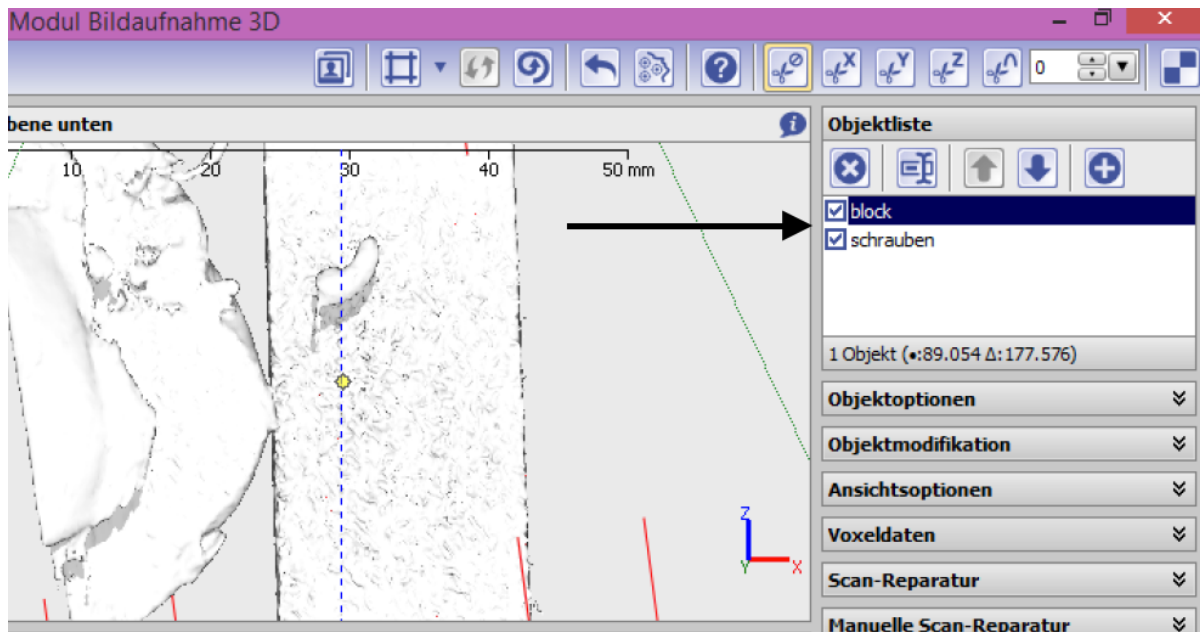
## 5.3 Datenerfassung und Auswertung

Alle Aufnahmen wurden im DICOM-Format gespeichert und in das Programm OnyxCeph (Image Instruments) importiert. Die einzelnen 3D-Scans wurden anhand der Nummer der jeweiligen Knochenersatzmaterialblöcke gespeichert, sodass die 3D-Scans 1-30 die Informationen über die unsterilisierte Hälfte der Insertionsguides und die 3D-Scans 31-60 die Informationen über die sterilisierten Insertionsguides abbildeten.

### 5.3.1 Festlegung der Messpunkte

Die Vermessung der 3D-Scans fand an einem Microsoft Windows Computer (Windows 8.1) durch das Programm OnyxCeph statt. OnyxCeph ist eine speziell für die Kieferorthopädie und Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie entwickelte Medizinproduktesoftware zur Vermessung von digitalen Röntgenaufnahmen. Für jeden Scan wurden zwei Versionen unterschiedlicher Dichteeinstellungen erstellt. Bei der ersten Version wurde ein Dichtewert von ca. -328 eingestellt, bei dem sich der Block Knochenersatzmaterial scharf darstellte und in der Funktion Objektliste als „Block“ gespeichert wurde (Abbildung 9). Für die zweite Version wurde ein Dichtewert von ca. 2958 festgelegt, bei dem sich die Miniimplantate scharf abgrenzbar darstellten. Diese Version wurde als „Schrauben“ in der Objektliste abgespeichert. Eine Darstellung beider Versionen zeitgleich und eine einzelne Betrachtung der jeweiligen Dichteeinstellungen war durch diese Abspeicherung möglich.

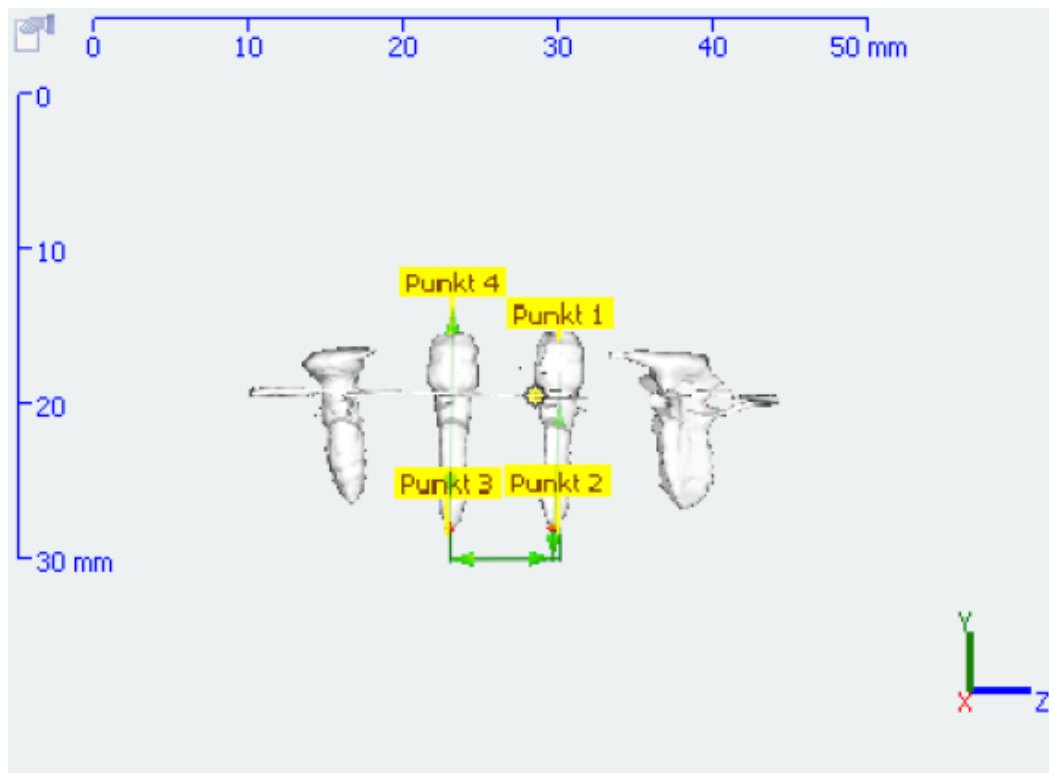




**Abbildung 9:** Die Objektliste der Software OnyxCeph (Image Instruments) zeigt die unterschiedlichen Dichteeinstellungen mit den Bezeichnungen „Block“ und „Schrauben“

Um potentielle Messfehler zu minimieren, wurde die im Folgenden beschriebene Analyse der 3D-Scans zweifach durchgeführt.

Im Analyse-Tool des OnyxCeph konnten vier Messpunkte (Abbildung 10) festgelegt werden. Zwei der Messpunkte (Punkt 3 und 4) wurden auf den Spitzen der Miniimplantate positioniert. Die beiden weiteren Messpunkte (Punkt 1 und 2) konnten mittig im Gewinde der Miniimplantate abgesteckt werden. Diese Festlegung der jeweiligen Messpunkte wurde bei allen 60 3D-Scans angewandt. Zusätzlich wurde die Ebene des Knochenersatzmaterialblocks, auf der die Insertionsschablone befestigt wurde, als Nullebene (Ebene Knochenersatzmaterialblock) festgelegt. Zu jedem Messpunkt konnten die zugehörigen Koordinaten im dreidimensionalen Raum ermittelt werden.



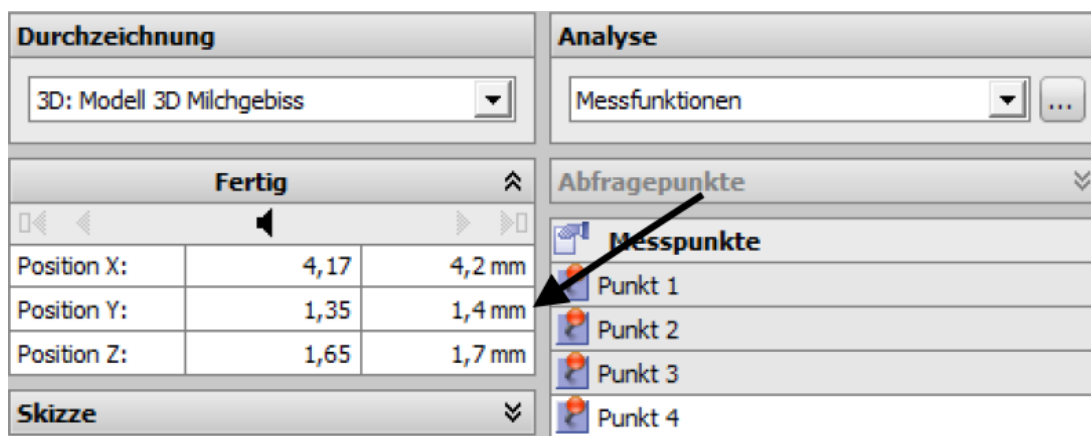
**Abbildung 10:** Anordnung der gewählten Messpunkte

## 5.4 Statistische Analyse

Für die folgenden Operatoren konnte die statistische Auswertung direkt innerhalb des Programms OnyxCeph (Image Instruments) erfolgen:

1. Insertionstiefe der Miniimplantate
2. Apikaler Abstand Miniimplantate
3. Winkel zwischen den Miniimplantaten



Zu 1.: Wie zuvor in Kapitel 5.3.1 beschrieben, wurden die Messpunkte 2 und 3 jeweils auf den Spitzen der Miniimplantate positioniert. Dabei wurde jedem Messpunkt eine Koordinate (X|Y|Z) zugeordnet. Da  $Y=0$  als Ebene so festgelegt wurde, dass es sich hierbei um die Oberfläche des Knochenersatzmaterialblocks handelte, konnte die Y-Koordinate jeweils als Insertionstiefe der Spitzen der Miniimplantate abgelesen werden. Die Abbildung 11 zeigt die Funktion des Programms OnyxCeph, Koordinaten zu den jeweiligen Punkten anzugeben.



**Abbildung 11:** Ein Ausschnitt der Menüleiste des Programms OnyxCeph (Image Instruments). Der Pfeil zeigt die Y-Koordinate, die der Insertionstiefe der Spitzen der Miniimplantate entspricht

Zu 2.: Der Abstand der Spitzen der Miniimplantate ließ sich mit einer weiteren Funktion des Programms OnyxCeph ablesen, welche sich unter dem Analysetool „Messfunktionen“ befand. Hierbei war es möglich, alle vier Messpunkte anzuwählen und sich unter „Resultate“ verschiedene Messwerte anzeigen zu lassen. Dabei waren für die vorliegende Studie ausschließlich die in Abbildung 12 markierten Werte zu beachten. Der Abstand der Spitzen der Miniimplantate entsprach für alle ausgewerteten Scans dem Abstand der Punkte 2 und 3. Dieser ließ sich unter D: P2-P3 ablesen.

Zu 3.: Auch der Winkel zwischen den Miniimplantaten konnte direkt durch das Programm OnyxCeph bestimmt werden. Dieser Winkel entsprach dem Winkel zwischen der Strecke von Punkt P1 zu Punkt P2 sowie der Strecke von P3 zu P4. Auch dieser Wert ließ sich, wie der Abstand der Miniimplantatspitzen, im Analysetool „Messfunktionen“ des OnyxCeph bestimmen (Abbildung 12).

Resultate	Richtwert	Wert
D: P1-P2		9,9mm
D: P2-P3		6,9mm
D: P3-P4		11,2mm
D: P1-P2 II P3-P4		-9,9mm
D: P1 - P2P3		9,9mm
D: P1-P2-P3-P4		28,0mm
V: P1-P2 : P3-P4		88,6%
W: P1-P2-P3		87,3°
W: P1P2 - P3P4		0,3°

**Abbildung 12:** Auswertung des Scan 50 (erster Durchlauf). Der rote Pfeil zeigt auf den Wert des apikalen Abstandes, der schwarzer Pfeil auf den Wert des Winkels zwischen den Miniimplantaten

Alle durch das Programm OnyxCeph bestimmten Daten wurden in eine Tabelle exportiert. Hierbei wurde das Programm Microsoft Exel 2018 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) verwendet.

Die Auswertung der beiden folgenden Operatoren wurde mit Hilfe des Programmes SPSS Statistics 21 für Windows (IBM, Armonk, NY, USA) durchgeführt:

1. Abstand der Köpfe der Miniimplantate zueinander
2. Winkel der beiden Miniimplantate zur Oberfläche des Knochenersatzmaterials

Die biometrische Analyse erfolgte durch die Firma NOVUSTAT Statistik-Beratung (Wollerau, Schweiz).

## 5.5 Akzeptanzkriterien

Für die verschiedenen Parameter wurden die Zielwerte der Herstellerangaben übernommen. Diese sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

**Tabelle 2:** Auflistung der Zielwerte und Akzeptanzbereiche für die fünf beschriebenen Parameter

Operator	Zielwert	Akzeptanzbereich
Insertionstiefe	8,5 mm	$\pm 0,1$ mm
Apikaler Abstand	7,0 mm	$\pm 0,1$ mm
Koronaler Abstand	7,0 mm	$\pm 0,1$ mm
Winkel der Miniimplantate zueinander	0°	$\pm 3^\circ$
Winkel der Miniimplantate zur Oberfläche	0°	$\pm 3^\circ$

## 6 Ergebnisse

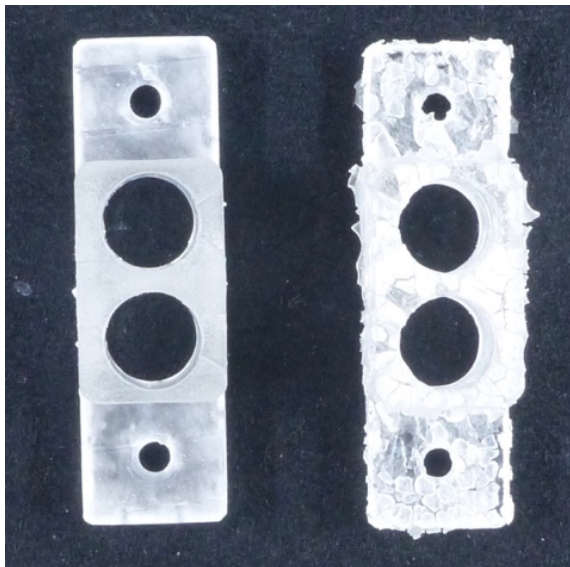
### 6.1 Vorversuche

Material 1: White Resin (FLGPWH04, Formlabs)

Das Material überzeugte im Hinblick auf die Dimensionstreu. Da dieses Material jedoch nicht für die Sterilisation geeignet ist, war eine Anwendung als Insertionsguides nicht möglich.

Material 2: Dental LT Clear Resin (FLDLCL01, Formlabs)

Auch Material 2 eignet sich laut Herstellerangaben nicht für den Vorgang einer Sterilisation. Anders als Material 1 konnte bei Material 2 nach der Anwendung der Sterilisation eine Materialveränderung festgestellt werden. Das vorher dimensionstreu Material veränderte sich, wie auf Abbildung 13 ersichtlich wird.



**Abbildung 13:** Materialveränderungen des Materials Dental LT Clear Resin durch die Sterilisation. Vor der Sterilisation (links), nach der Sterilisation (rechts)

Material 3: Dental SG Resin (FLDGOR01, Formlabs)

Material 3 überzeugte durch eine hohe Dimensionstreu direkt nach dem Druckvorgang. Es kam zu keinen Veränderungen des Materials im Anschluss an den Sterilisationsvorgang. Für die Fortführung der vorliegenden Versuche eignete sich somit lediglich das Material Dental SG Resin.

## 6.2 Gesamtzahl der Insertionen

Die Gesamtzahl der inserierten Miniimplantate lag bei 120 Stück. An 60 Knochenersatzmaterialblöcken wurden je zwei Miniimplantate mit Hilfe eines Insertionsguides implantiert.

## 6.3 Ergebnisse erhobener Daten

Die Erhebung aller gesammelten Daten erfolgte im Rahmen der Studie tabellarisch. Die untersuchten Operatoren sind im Folgenden aufgeführt.

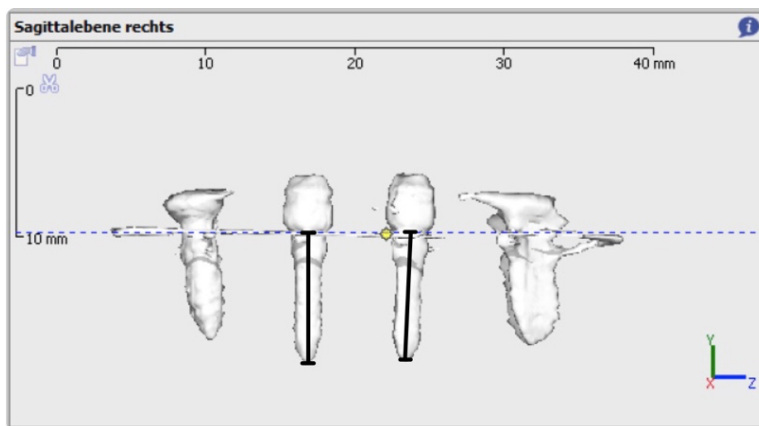
Hierbei wurden die 30 Miniimplantatpaare, die mit Hilfe der unsterilisierten Insertionsguides implantiert wurden, jeweils in der Spalte „unsteril“ eingetragen. Die Daten der restlichen 30 Miniimplantatpaare, für deren Insertion sterilisierte Insertionsschablonen verwendet wurden, sind in der Spalte „steril“ nachzulesen. Da die Messungen zweifach durchgeführt wurden um potentielle Messfehler zu minimieren, handelt es sich bei den Werten jeweils um die Analyse von 60 Datensätzen. Die angegebene Anzahl an gemessenen Werten, die innerhalb der Akzeptanz lagen, gibt demnach einen Wert  $x/60$  an.

### 6.3.1 Insertionstiefe der Miniimplantate

Abbildung 14 zeigt die gemessenen Insertionstiefen der Miniimplantate anhand eines Screenshots des verwendeten Programms OnyxCeph (Image Instruments). Die Ergebnisse der Messungen der Insertionstiefen sind in den Tabelle 3 zusammengefasst. Alle exakten Werte können in Tabelle x nachgelesen werden. Dies gilt für alle folgenden Kapitel (6.3.1 bis 6.3.5). Anhand der Werte wird ersichtlich, dass die Miniimplantate, die mittels der sterilisierten Insertionsguides implantiert wurden, deutlich häufiger innerhalb des Akzeptanzbereiches von  $8,5 \pm 0,1$  mm lagen. Der gebildete Mittelwert liegt für das rechte und das linke Implantat für die sterilisierten Insertionsguides näher an dem Idealwert von 8,5 mm. Die mittlere Abweichung liegt im Bereich von 0,07 mm für das linke Miniimplantat der sterilen Gruppe und 0,46 mm für das linke Miniimplantat der unsterilen Gruppe.

**Tabelle 3:** Insertionstiefe des linken und rechten Miniimplantats

	Linkes Miniimplantat		Rechtes Miniimplantat	
	unsteril	steril	unsteril	steril
Minimum (mm)	7,6	7,5	7,5	7,6
Maximum (mm)	8,8	11,8	8,8	11,6
Mittelwert (mm)	7,942	8,327	8,192	8,385
Innerhalb Akzeptanz	13	22	12	28
Mittlere Abweichung <sup>3</sup>	0,458	0,073	0,208	0,15

**Abbildung 14:** Markierung der gemessenen Insertionstiefen beider Miniimplantate

### 6.3.2 Apikaler Abstand der Miniimplantate

Die Abbildung 14 veranschaulicht die Strecke, deren Länge im Programm OnyxCeph (Image Instruments) ermittelt wurde, um den Abstand der Spitzen der Miniimplantate zu bestimmen. Aus der Tabelle 4 wird ersichtlich, dass von den 60 Miniimplantatpaaren, die mittels der unsterilisierten Insertionsguides inseriert wurden, lediglich vier Paare einen Abstand der Implantatspitzen innerhalb des Akzeptanzbereichs von  $7,0 \pm 0,1$  mm zeigten. Bei den 60 Miniimplantatpaaren, die mit Hilfe einer sterilen Insertionsschablone befestigt wurden, waren es neun Paare. Die bestimmten Mittelwerte weichen in beiden Fällen von den gewünschten 7,0 mm ab. Die Abweichung des Mittelwerts von dem gewünschten Abstand war bei Verwendung

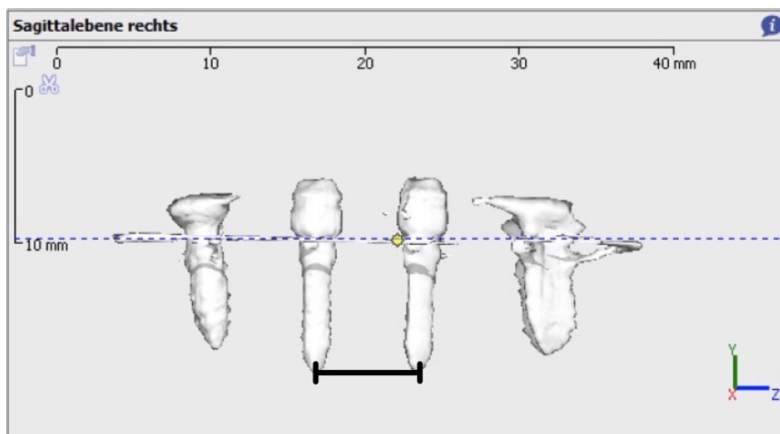
<sup>3</sup> Die Mittlere Abweichung meint hier und folgend die minimale Differenz zu dem jeweiligen Akzeptanzbereich



der unsterilisierten Insertionsguides minimal höher. Die mittlere Abweichung betrug 0,54 mm (unsterilisierte Insertionsguides) und 0,43 mm (sterilisierte Insertionsguides).

**Tabelle 4:** apikaler Abstand der Miniimplantate

	unsteril	steril
Minimum (mm)	4,4	5,1
Maximum (mm)	9,5	8,2
Mittelwert (mm)	6,365	6,472
Innerhalb der Akzeptanz	4	9
Mittlere Abweichung	0,535	0,428



**Abbildung 15:** Markierung des gemessenen Abstands der Spitzen der Miniimplantate

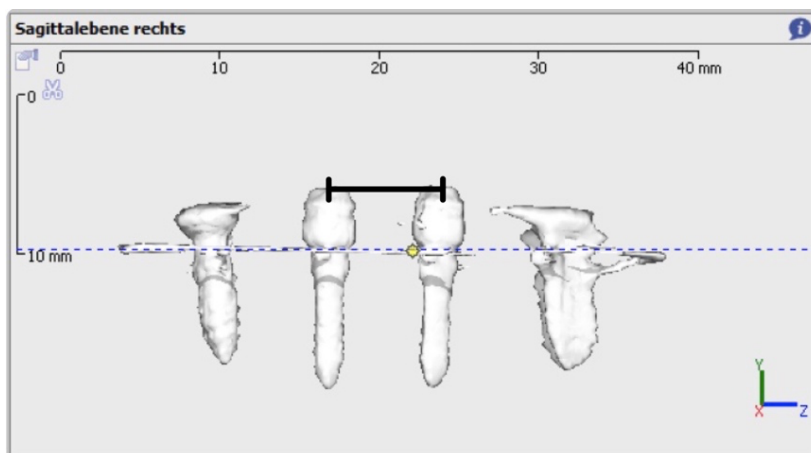
### 6.3.3 Koronaler Abstand der Miniimplantate

Der Akzeptanzbereich des Abstandes der Köpfe der Miniimplantate wurde mit  $7,0 \pm 0,1$  mm festgelegt. Wie der tatsächliche Abstand in der vorliegenden Studie bestimmt wurde, zeigt Abbildung 15. In der folgenden Tabelle (Tabelle 5) lässt sich eine Übersicht der gesammelten Ergebnisse ablesen. Wie bereits in Kapitel 6.3.1 und 6.3.2 zu sehen, liegen die Werte der Implantate, die mit Hilfe der sterilisierten Insertionsguides implantiert wurden, häufiger im angegebenen Akzeptanzbereich. Auch der Mittelwert der sterilen Gruppe liegt näher am Idealwert. Für die unsterile Gruppe konnte eine mittlere Abweichung von 0,12 mm bestimmt

werden. Der Wert der Miniimplantate, die mittels sterilisierter Insertionsguides platziert wurden, lag bei 0,06 mm.

**Tabelle 5:** koronaler Abstand der Miniimplantate

	unsteril	steril
Minimum (mm)	6,3	6,4
Maximum (mm)	7,2	7,2
Mittelwert (mm)	6,785	6,843
Innerhalb der Akzeptanz	21	31
Mittlere Abweichung	0,115	0,057



**Abbildung 16:** Markierung des gemessenen Abstands der Köpfe der Miniimplantate

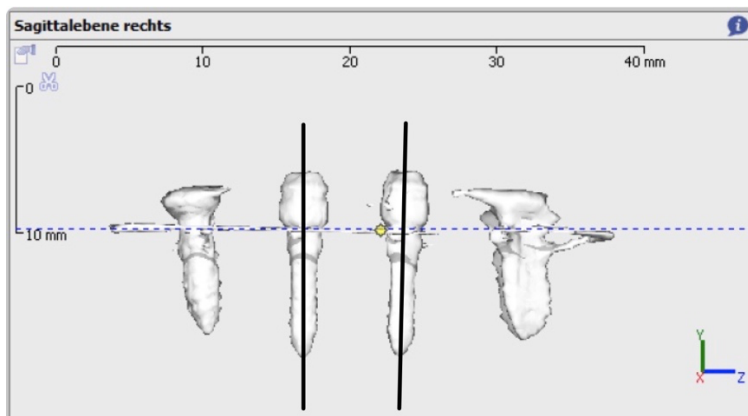
#### 6.3.4 Winkel der Miniimplantate zueinander

Abbildung 16 zeigt die Linien, welche die Achsen der Miniimplantate bilden. Der Winkel, den diese Linien in gedachter Verlängerung einschließen, ist mit dem Winkel der Miniimplantate zueinander gleichzusetzen. Aus den Daten (Tabelle 6) ergibt sich, dass die Miniimplantate, die mit Hilfe der unsterilisierten Insertionsguides implantiert wurden, in 26 von 60 Fällen innerhalb des Akzeptanzbereichs von  $0 \pm 3^\circ$  lagen. Bei den sterilisierten Insertionsguides waren es 36 von 60. Der Mittelwert der gemessenen Winkel lag für die Miniimplantate, die mit Hilfe der

sterilisierten Insertionsguides befestigt wurden, innerhalb des Akzeptanzbereichs. Die mittlere Abweichung der unsterilen Gruppe lag bei 2,29 ° und der sterilen Gruppe bei 0,01°.

**Tabelle 6:** Winkel der Miniimplantate zueinander

	unsteril	steril
Minimum (°)	0,1	0
Maximum (°)	13,6	8,1
Mittelwert (°)	5,283	2,992
Innerhalb der Akzeptanz	26	36
Mittlere Abweichung	2,283	0,008



**Abbildung 17:** Markierung der Achsen der Miniimplantate

### 6.3.5 Winkel der Miniimplantate zur Oberfläche des Knochenersatzmaterials

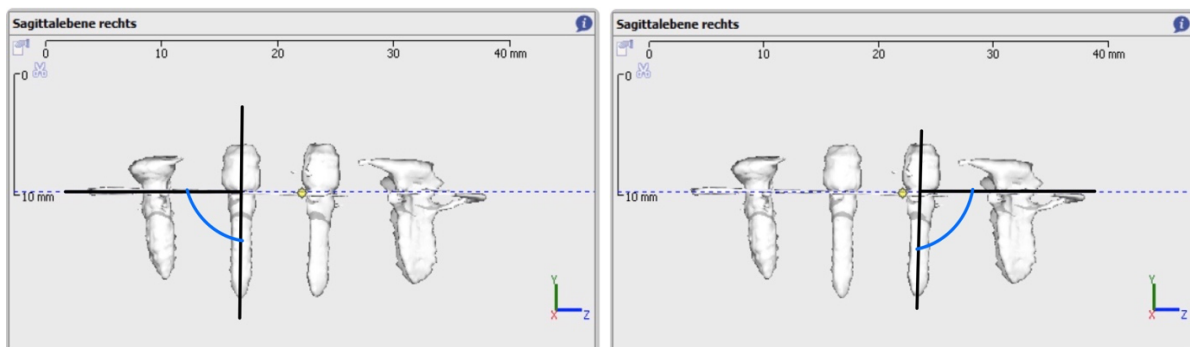
Zur Veranschaulichung sind auch in diesem Kapitel Abbildungen (Abbildung 17) eingefügt, welche die gemessenen Winkel anhand eines Screenshots des Programms OnyxCeph (Image Instruments) zeigen. Zur erleichterten Darstellung der erhobenen Daten entspricht im Folgenden ein gemessener Winkel von 90° einer Winkelabweichung von 0°. Demnach entspricht ein Winkel von beispielsweise 92,6° einer Winkelabweichung von +2,6° und ein gemessener Winkel von 89,2° einer Winkelabweichung von -0,8°.

Wie auch in 6.3.1 werden für die folgende Tabelle (Tabelle 7) zwei Spalten benötigt, da das rechte und linke Miniimplantat einzeln betrachtet werden. Aus den folgenden Tabellen wird

ersichtlich, dass es erneut Abweichungen zwischen der sterilen und der unsterilen Gruppe gab. Auch hier zeigte sich, dass eine größere Anzahl an Implantaten, bei deren Insertion sterilisierte Insertionsguides verwendet wurden, innerhalb des Akzeptanzbereichs von  $0 \pm 3^\circ$  lagen. Insgesamt hat der Mittelwert des Winkels der links dargestellten Implantate der unsterilen Gruppe die größte Abweichung von den angegebenen Werten des Akzeptanzbereichs. Die Spanne der Anzahl der Miniimplantate, deren Winkel zur Oberfläche zwischen  $-3^\circ$  und  $+3^\circ$  liegt, schwankt zwischen sechs (unsteril, links dargestelltes Implantat) und 21 (steril, links dargestelltes Implantat). Die mittlere Abweichung liegt im Bereich von  $0,93^\circ$  (steril, rechtes Miniimplantat) und  $4,24^\circ$  (unsteril, linkes Miniimplantat).

**Tabelle 7:** Winkel des rechten Miniimplantats zur Oberfläche (*links*), Winkel des linken Miniimplantats zur Oberfläche (*rechts*)

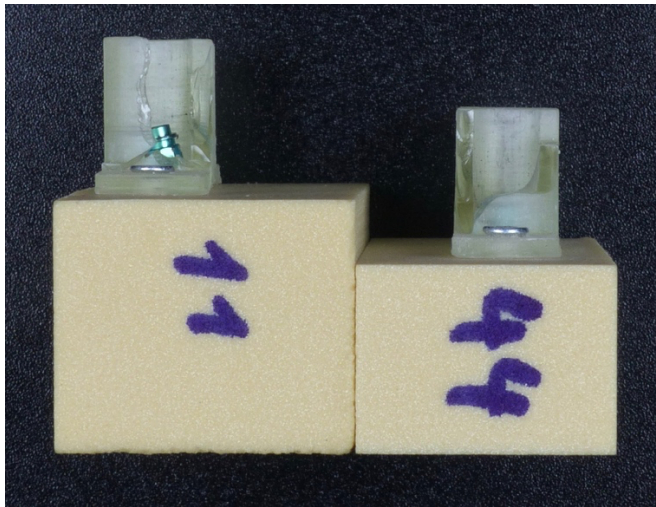
	Linkes Miniimplantat		Rechtes Miniimplantat	
	unsteril	steril	unsteril	steril
Minimum	2,5	0,7	0,6	0,4
Maximum	14,2	10,3	13	8,2
Mittelwert	7,24	4,43	6,552	3,927
Innerhalb Akzeptanz	6	21	11	19
Mittlere Abweichung	4,24	1,43	3,552	0,927



**Abbildung 18:** Markierung der Winkel, die jeweils von der Oberfläche des Knochenersatzmaterials und des linken bzw. rechten Miniimplantats eingeschlossen wurden

## 6.4 Verhalten Insertionsguides

Bei der Insertion der Miniimplantate kam es in zwei Fällen zu Absplitterungen der Insertionsguides. Dies war bei Knochenersatzmaterialblock 11 (unsteril) und 44 (steril) der Fall. Abbildung 19 zeigt die zwei beschriebenen Fälle. Der abweichende Winkel des Kopfes des Miniimplantats lässt sich in eben dieser Abbildung erkennen.



**Abbildung 19:** Knochenersatzmaterialblöcke Nummer 11 und 44 mit abgesplitterten Insertionsguides

## 7 Diskussion

Das Material und die Methode sowie die Ergebnisse der vorliegenden Studie werden in den anschließenden Kapiteln diskutiert.

### 7.1 Einführung in die Diskussion

Die genaue Positionierung von palatinalen Miniimplantaten ist entscheidend für die weitere Behandlung und den Schutz der umliegenden Strukturen wie Nerven, Zahnwurzeln, der Nasennebenhöhlen und Gefäßen [81]. Dabei stellen die Enge und die genaue intraoperative Umsetzung der zuvor geplanten Position eine große Herausforderung dar [87]. Insertionsguides sollen die Platzierung der Miniimplantate präzisieren [39, 46, 56]. Die dazugehörige Laborarbeit soll durch die Verwendung von digital geplanten Positionierungen der Miniimplantate bereits präoperativ geschehen, um eine Vereinfachung und Verkürzung des Zeitaufwands für Labor, Patient und Behandler zu ermöglichen [25, 28, 55, 80].

In dieser Studie wurden Miniimplantate unter Zuhilfenahme von Insertionsguides in Knochenersatzmaterial inseriert. Dabei wurden 60 Miniimplantatpaare in einer zufälligen Reihenfolge mit Hilfe von 30 sterilen und 30 unsterilen Insertionsschablonen durch den gleichen Behandler implantiert. Im Anschluss wurde durch die digitale Vermessung von Strecken und Winkeln die erzielte Positionierung untersucht. Es wurde geprüft, ob es Abweichungen zu den zuvor geplanten Werten gab und ob eine vorherige Sterilisation der Insertionsguides Einfluss auf die anschließende Implantation hat.

## 7.2 Diskussion des Materials

### 7.2.1 Miniimplantate

Wie in zahlreichen Studien ersichtlich, ist das Design des verwendeten Miniimplantate ausschlaggebend für den Erfolg der Insertion [18]. Bei der Implantation bestimmt das Knochenangebot den Durchmesser und die Länge des zu wählenden Miniimplantatsystems. Dabei gilt nicht je größer der Durchmesser oder je länger das Implantat umso besser, denn das Risiko der Perforation in die Nasennebenhöhle oder der Verletzung von Nachbarstrukturen wie Zahnwurzeln, Gefäßen und/oder Nerven vergrößert sich dadurch deutlich [18]. Durch eine Vielzahl von Studien wurde belegt, dass eine Länge des Miniimplantates von 7 mm bis 10 mm und ein Durchmesser von mindestens 1,5 mm sinnvoll ist [7, 18, 26].

Für diese Studie wurden ausschließlich die Miniimplantate *OrthoEasy* (Forestadent Bernhard Förster GmbH) verwendet. Diese haben einen Durchmesser von 1,7 mm und eine Länge von 8 mm. Somit liegen Durchmesser und Länge in einem optimalen Bereich und die Eignung der Miniimplantate scheint damit belegt.

Anzumerken ist, dass die vorliegenden Untersuchungsergebnisse insofern nur für Miniimplantate des gleichen Durchmessers und der gleichen Länge gelten. Aussagen zu anderen Miniimplantatsystemen sind nicht möglich.

### 7.2.2 Insertionsguides

Die Anwendung von Insertionsguides aus verschiedensten Materialien ist in der Literatur bereits ausgiebig beschrieben [10, 31, 61, 81]. Dabei gibt es eine Fülle an Möglichkeiten in Bezug auf Herstellungsart, Art der Führungshülse und Materialien. Angebotene Materialien sind Silikon, Kunstharz oder auch Tiefziehfolien. Die Führungshülse kann metallisch sein und mit einem der zuvor genannten Materialien kombiniert werden. Die Insertionsguides können beispielsweise in einem CAD/CAM-Verfahren oder auch konventionell manuell im Labor hergestellt werden. Es gibt keine einheitlichen Ergebnisse in der Literatur, die belegen, dass ein bestimmtes System einem anderen überlegen ist.

Im Rahmen der vorliegenden Studie kamen CAD/CAM gefertigte Insertionsguides aus Kunstharz zum Einsatz. Das verwendete Material der Firma Formlabs ist laut Herstellerangaben für die zahnmedizinische Nutzung zugelassen und eignet sich zudem zur Sterilisation.

### 7.2.3 Knochenersatzmaterial

Knochenersatzmaterial ist im Bereich der Forschung von großer Wichtigkeit. Die Testblöcke des Knochenersatzmaterials bieten ein Vergleichsmedium zum natürlichen Knochen durch ihre Annäherung an die postmortale Form des menschlichen, spongiösen Knochens. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde ein Knochenersatzmaterial aus Hartschaum genutzt, das bereits Verwendung in früheren Studien fand [16].



## 7.3 Diskussion der Methode

Im Anschluss wird die angewandte Methode diskutiert.

### 7.3.1 Messungen

#### **DVT**

Auf Grund der Ergebnisse diverser Studien, welche belegen, dass Messergebnisse durch eine digitale Volumentomografie verlässlich und sehr akkurat sind, konnte davon ausgegangen werden, dass sich die DVT-Aufnahme auch für die vorliegende Studie eignete [5, 38].

#### **Software**

Im Rahmen dieser Studie kam die Software OnyxCeph 3D LAB (Image Instruments) zum Einsatz. Aufgrund des großen Umfangs der Software ist eine genaue Unterweisung und Einarbeitung von Nöten. Eine Vielzahl der weiteren Anwendungsmöglichkeiten des Programms blieben im Rahmen der vorliegenden Studie ungenutzt. Explizit die Vermessung von digitalen Strecken und Winkeln wurde in der Literatur durch das verwendete Programm OnyxCeph als effiziente Methode evaluiert, um die konventionellen Messmethoden zu ersetzen [34]. Über weitere Analyseprogramme können keine Aussagen getroffen werden, da sich die Ergebnisse dieser Studie lediglich auf die Software OnyxCeph beziehen.

Weitere Beispiele für vergleichbare Programme, die auf dem Markt zur Verfügung stehen, sind im Folgenden aufgeführt:

- 3Shape Implant Studio (3Shape, Kopenhagen, Dänemark),
- CS 3D Imaging Software (Carestream Dental LLC, Atlanta, GA, USA),
- Planmeca Romexis Software (Planmeca Oy, Helsinki, Finland).

### 7.3.2 Auswirkungen der Sterilisation

Die Anwendung der Insertionsguides muss intraoperativ in einem sterilisierten Zustand möglich sein. Das verwendete Material ist laut Herstellerangaben zu diesem Vorgang geeignet. Der Prozess der Sterilisation erfolgte laut Protokoll bei 135°C für etwa 18 min.. In keiner der Vergleichsstudien wurde das Verhalten der Bohrschablonen auf eine Sterilisation untersucht.

## 7.4 Vergleich der Ergebnisse mit vorhandener Literatur

Mit der vorliegenden Arbeit wurde die Präzision eines statisch navigierten Insertionssystems untersucht. Dieses System arbeitet mit CAD/CAM gefertigten Insertionsguides. Die Ergebnisse wurden vor dem Hintergrund betrachtet, mögliche Unterschiede in der Genauigkeit der erzielten Position von Miniimplantaten, die mittels sterilisierter und unsterilisierter Insertionsguides befestigt wurden, festzustellen. Die genaue Platzierung wurde durch die folgenden Parameter untersucht:

- Insertionstiefe,
- Insertionsabstand koronal,
- Insertionsabstand apikal,
- Winkel der beiden Miniimplantate zueinander,
- Winkel der beiden Miniimplantate zur Oberfläche.

### 7.4.1 Insertionstiefe

In keiner der bisherigen Studien zur Genauigkeit der Position von Miniimplantaten, die mittels Insertionsguides inseriert wurden, ist eine Untersuchung zu der erzielten Insertionstiefe durchgeführt worden. Lediglich *Möhlhenrich et. al* erwähnten in ihrer Studie an humanen Leichenpräparaten, dass die gewünschte Insertionstiefe nicht erreicht wurde, wobei keine genauen Ergebnisse angegeben wurden [58]. In der genannten Studie wurde die Übertragungsgenauigkeit gingivagetragener (GBG) und zahngetragener (TBG) Bohrschablonen aus Silikon untersucht. Dabei wurde gezeigt, dass die elastische Eigenschaft des Silikons der Grund für die fehlerhafte Übertragung der Insertionstiefe sein könnte.

### 7.4.2 Laterale Abweichung

#### **Insertionsabstand koronal**

Eine klinische Studie von *Casetta et al.* aus dem Jahr 2018 untersuchte ebenfalls die erzielte koronale Genauigkeit von palatinalen Miniimplantaten, die mittels eines CAD/CAM-Insertionsguides positioniert wurden [10]. Hierbei wurde eine mittlere Abweichung von 1,73 mm zur geplanten Position dokumentiert. *Möhlhenrich et al.* gaben eine laterale Abweichung von 0,8 mm (TBG) in der bereits in Kapitel 7.4.1 erwähnten Studie an. Dabei wurden keine

weiteren Angaben darüber gemacht, ob es sich dabei um die koronale oder apikale Abweichung handelte.

### **Insertionsabstand apikal**

In der Untersuchung von *Casetta et al.* wurde eine apikale Abweichung von 1,38 mm dokumentiert. Weitere Studien zur Untersuchung der lateralen Abweichungen zwischen geplanter und erzielter Position von palatinalen Miniimplantaten wird in der Literatur nicht beschrieben.

Mit einer mittleren apikalen Abweichung von 0,54 mm (unsterilisierte Insertionsguides) und 0,43 mm (sterilisierte Insertionsguides) zeigte die vorliegende Studie geringere Abweichungen als die beiden Studien. Bei der koronal gemessenen Abweichung waren nochmals niedrigere Werte zu verzeichnen. Hierbei lagen die Abweichungen bei 0,12 mm für die unsterilisierten und 0,06 mm für die sterilisierten Insertionsguides.

### **7.4.3 Winkel der beiden Miniimplantate zueinander**

Es findet sich in der Literatur keine Studie, die den genauen Winkel zwischen zwei geplant parallelen Miniimplantaten überprüfte. In den Studien von *Casetta et al.* und *Möhlhenrich et al.* wurden ausschließlich Abweichungen in der Angulation untersucht. Die genannten Studien lieferten folgende Ergebnisse für die Abweichungen in der Angulation:

- 4,6° (*Casetta et al.*),
- 3,6° (TBG, *Möhlhenrich et al.*),
- 6,46° (GBG, *Möhlhenrich et al.*).

Der in der vorliegenden Studie gemessene Wert für die Abweichung des Winkels der beiden Miniimplantate betrug zum einen für die unsterile Gruppe 2,3° und zum anderen für die sterile Gruppe 0,01°.

### **7.4.4 Winkel der beiden Miniimplantate zur Oberfläche**

Auch der Winkel der beiden Miniimplantate zur Oberfläche wurde bisher in keiner Studie der vorliegenden Literatur untersucht. Als Vergleichswerte lassen sich ebenfalls die in Kapitel 7.4.3 dokumentierten Werte der beiden bereits erwähnten Studien verwenden. Die im Rahmen der

vorliegenden Studie dokumentierten Abweichungen liegen zwischen  $0,93^\circ$  (Winkel des rechten Miniimplantats zur Oberfläche, steril) und  $4,24^\circ$  (Winkel des linken Miniimplantates zur Oberfläche, unsteril).

### 7.4.5 Unterschiede zwischen der sterilisierten und unsterilisierten Verwendung der Insertionsguides

Die für jeden untersuchten Parameter gemessenen Abweichungen zwischen unsteriler und steriler Gruppe zeigten, dass der Sterilisationsvorgang Auswirkungen auf die Materialeigenschaften der Insertionsguides hat. Dabei fällt auf, dass die Präzision bei Verwendung der sterilisierten Insertionsguides erhöht ist. Bisher wurde in keiner weiteren Studie das Materialverhalten von Insertionsguides aus Kunstharz auf den Sterilisationsprozess untersucht.

### 7.4.6 Vergleich mit der allgemeinen Implantologie

In der allgemeinen Implantologie konnten im Rahmen einer in vitro Studie von *Soares et al.* ähnliche Ergebnisse wie in der vorliegenden Studie dokumentiert werden [76]. Die von *Soares et al.* ermittelte Winkelabweichung lag bei  $2,16 \pm 0,92^\circ$ . Die Autoren bewerteten die erreichten Positionen zusammenfassend als vielversprechend präzise. Ähnliche Ergebnisse zeigte die Metaanalyse von *Van Assche et al.*, welche ebenfalls die Beurteilung der Positionsgenauigkeit von dentalen Implantaten untersuchte [85]. In der genannten Studie wurden mittlere Abweichungen von 0,99 mm coronal und 1,24 mm apikal dokumentiert. Die Winkelabweichung betrug  $3,81^\circ$ . Auch diese Werte gleichen den Ergebnissen der vorliegenden Studie.

*Tatakis et al.* beschäftigte sich mit möglichen Fehlerquellen, die eine Ungenauigkeit der endgültigen Implantatposition verursachen können [78]. Dabei wurde als mögliche Ursache der Spalt zwischen der Führungseinheit der Insertionsguides und der Klinge des jeweiligen Systems genannt. Aus der genannten Studie geht hervor, dass sich die Auswirkungen auf die Genauigkeit proportional zur Differenz von Innendurchmesser der Führungshülse und Außendurchmesser der Klinge verhalten. *Laederach et al.* beschrieb jedoch, dass auf einen minimalen Spalt nicht verzichtet werden kann, da es sonst zu großen mechanischen Reibungskräften zwischen Führungshülse und Klinge kommen kann [43]. Als zusätzliche Ursache wurde von *Tatakis et al.* die Erfahrung des Behandlers genannt, denn trotz geführter

Insertion soll eine Verbesserung bei Durchführung der Implantation durch einen erfahrenen Behandler möglich sein. Diese potentiellen Fehlerquellen lassen sich von der allgemeinen Implantologie auf die Insertion von kieferorthopädischen Miniimplantaten übertragen.

## 7.5 Schlussfolgerungen / Fazit

- Es konnte gezeigt werden, dass die geforderte hochpräzise Umsetzung der digital geplanten Position durch die CAD/CAM-Insertionsguides nicht umsetzbar ist. Die zu Beginn aufgestellte Hypothese musste somit widerlegt werden.
- Zur Sicherstellung eines absolut spannungsfreien Sitzes des Abutments auf den Miniimplantaten wurden die in der vorliegenden Studie angegebenen Ziel-Toleranzen in einem äußerst begrenzten Rahmen gewählt und lassen demnach nur sehr geringe Abweichungen zu.
- Die ermittelten Ergebnisse zeigten eine ähnliche Genauigkeit zu Studien der dentalen Implantologie.
- Die verwendeten CAD/CAM-Insertionsguides führen zu einer Optimierung in den folgenden Bereichen und weisen somit eine klinische Relevanz auf:
  1. Labor:  
Durch die präoperative Herstellung der Apparaturen anhand der digital geplanten Position können die Laborzeiten und -kosten minimiert werden.
  2. Klinik:  
Die geführte Insertion hat durch das Gefühl der Sicherheit einen positiven psychologischen Effekt auf den Behandler. Zudem kann eine verbesserte Wirtschaftlichkeit infolge der Reduzierung von Behandlungsterminen erreicht werden.

### 7.5.1 Ausblick

Auf Grund der fortschreitenden Verwendung von Miniimplantaten in der Kieferorthopädie und der bisher unzureichenden Studienlage zur Genauigkeit der Umsetzung der zuvor digital geplanten Implantatposition scheint es sinnvoll, weitere Untersuchungen zu diesem Thema durchzuführen. Eine in vivo Vermessung der erzielten Winkel und Strecken in humanem Knochen könnte mögliche Verzerrungen der Ergebnisse durch die Verwendung eines Knochenersatzmaterials verhindern. Ein weiterer Parameter, der genauer untersucht werden

sollte, ist das Verhalten der CAD/CAM-Insertionsguides aus Kunstharz auf den Sterilisationsvorgang.

Das Ziel sollte es sein, das Potenzial der individuellen Insertionsguides zu nutzen und diese so zu optimieren, dass eine hochpräzise Umsetzung der geplanten Position in Zukunft erreicht werden kann. Daher ist es wichtig, an einer verbesserten Positionsgenauigkeit zu arbeiten. Dabei sind verschiedene Möglichkeiten wie intensive Schulungen und Einweisungen der Behandler denkbar. Auch eine Verringerung des Spaltes zwischen Führungshülse und Einsetzklinge wäre ein potentieller Ansatz. Zudem sollte der Effekt einer Vorbohrung weiter untersucht werden, denn das selbstschneidende Gewinde sucht sich möglicherweise den Weg des geringsten Widerstands innerhalb des inhomogenen Knochens, was zu einer Abweichung zwischen geplanter und tatsächlicher Implantatposition führen kann. Auch eine Verlängerung der Verbindung zwischen Führungshülse und Klinge könnte eine genauere Führung ermöglichen.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Bae, S.M., et al., *Clinical application of micro-implant anchorage*. J Clin Orthod, 2002. **36**(5): p. 298-302.
2. Barriviera, M., et al., *A new method to assess and measure palatal masticatory mucosa by cone-beam computerized tomography*. J Clin Periodontol, 2009. **36**(7): p. 564-8.
3. Baumgaertel, S., *Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(1): p. 104-8.
4. Baumgaertel, S., *Temporary skeletal anchorage devices: the case for miniscrews*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2014. **145**(5): p. 558-64.
5. Baumgaertel, S., et al., *Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(1): p. 19-25; discussion 25-8.
6. Berens, A. and D. Wiechmann, *[P 459] Mini- und Mikroschrauben zur temporären skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie*. Dtsch Zahnärztl Z, 2005. **60**(supplement 2005): p. A 115.
7. Berens, A., D. Wiechmann, and J. Rüdiger, *Erfolgsraten von Mini- und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie*. Inf Orthod Kieferorthop, 2005. **37**(Nr. 4): p. 283 - 287.
8. Birkner, S., et al. *[O] Human Bone density profiles on the surface of tomas pins*. in *DGKFO - Lecture*. 2007. Berlin.
9. Brettin, B.T., et al., *Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **134**(5): p. 625-35.
10. Cassetta, M., et al., *Palatal orthodontic miniscrew insertion using a CAD-CAM surgical guide: description of a technique*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2018. **47**(9): p. 1195-1198.
11. Chen, Y., et al., *Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters*. Angle Orthod, 2010. **80**(5): p. 821-7.
12. Chen, Y., et al., *Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **135**(3): p. 284-91.
13. Chen, Y.J., et al., *A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(6): p. 768-75.
14. Cheng, S.J., et al., *A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(1): p. 100-6.
15. Chhatwani, B. and B. Schneider, *Maximale Verankerung mit einem palatinalen Implantat: Eine kieferorthopädische Verankerungstechnik im medialen Gaumen*. J Orofac Orthop, 2006. **67**(6): p. 459-470.
16. Cho, I.S., et al., *Effects of insertion angle and implant thread type on the fracture properties of orthodontic mini-implants during insertion*. Angle Orthod, 2013. **83**(4): p. 698-704.

17. Choi, H.J., T.W. Kim, and H.W. Kim, *A precise wire guide for positioning interradicular miniscrews*. J Clin Orthod, 2007. **41**(5): p. 258-61.
18. Costa, A., G. Pasta, and G. Bergamaschi, *Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices*. Semin Orthod, 2005. **11**(1): p. 10-15.
19. Crismani, A.G., et al., *Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(1): p. 108-13.
20. Deguchi, T., et al., *The use of small titanium screws for orthodontic anchorage*. J Dent Res, 2003. **82**(5): p. 377-81.
21. Diedrich, P., *[Different orthodontic anchorage systems. A critical examination]*. Fortschr Kieferorthop, 1993. **54**(4): p. 156-71.
22. Duyck, J. and I. Naert, *Failure of oral implants: aetiology, symptoms and influencing factors*. Clin Oral Investig, 1998. **2**(3): p. 102-14.
23. E, A., *Treatment of malocclusion of teeth. 7th ed S.S. White Dental Manufacturing Company, Philadelphia*. 1907.
24. Fritz, U., A. Ehmer, and P. Diedrich, *Klinische Eignung von Mikrotitanschrauben zur orthodontischen Verankerung - erste Erfahrungen*. J Orofac Orthop, 2004. **65**(5): p. 410-8.
25. Gabriele, O., et al., *The easy driver for placement of palatal mini-implants and a maxillary expander in a single appointment*. Journal of clinical orthodontics : JCO, 2017. **51**: p. 728-737.
26. Gedrange, T., et al., *An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(4): p. 425-31.
27. GmbH, F.B.F., *Accuguide Insertionsschablone*. Infoblatt, 2019.
28. GmbH, F.B.F., *Präzise schablonengeführte Insertion*. ZWP-online, Juli/August 2019.
29. Gritsch, K., et al., *[P 430] Stainless steel as an alternative to Ti6Al4V for orthodontic miniscrews*. Clin Oral Impl Res, 2010. **21**(10): p. 1186.
30. Hourfar, J., et al., *Influence of interradicular and palatal placement of orthodontic mini-implants on the success (survival) rate*. Head Face Med, 2017. **13**(1): p. 14.
31. Hourfar, J., et al., *Incidence of pulp sensibility loss of anterior teeth after paramedian insertion of orthodontic mini-implants in the anterior maxilla (accepted)*. Head Face Med, 2016.
32. Hourfar, J., et al., *Three dimensional anatomical exploration of the anterior hard palate at the level of the third ruga for the placement of mini-implants--a cone-beam CT study*. Eur J Orthod, 2015. **37**(6): p. 589-95.
33. Hourfar, J., et al., *The most distal palatal ruga for placement of orthodontic mini-implants*. Eur J Orthod, 2015. **37**(4): p. 373-8.
34. İzgi, E. and F. Pekiner, *Comparative Evaluation of Conventional and OnyxCeph™ Dental Software Measurements on Cephalometric Radiography*. Turkish Journal of Orthodontics, 2019. **32**: p. 87-95.
35. İzgi, E. and F.N. Pekiner, *Comparative Evaluation of Conventional and OnyxCeph™ Dental Software Measurements on Cephalometric Radiography*. Turk J Orthod, 2019. **32**(2): p. 87-95.



36. Jung, B.A., et al., *Vertical palatal bone dimensions on lateral cephalometry and cone-beam computed tomography: implications for palatal implant placement*. Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(6): p. 664-8.
37. Jung, B.A., et al., *Preoperative diagnostic for palatal implants: Is CT or CBCT necessary?* Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14**(3): p. 400-5.
38. Kim, G., et al., *Accuracy and reliability of length measurements on three-dimensional computed tomography using open-source OsiriX software*. J Digit Imaging, 2012. **25**(4): p. 486-91.
39. Kitai, N., S. Yasuda, and K. Takada, *A stent fabricated on a selectively colored stereolithographic model for placement of orthodontic mini-implants*. Int J Adult Orthod Orthognath Surg, 2002. **17**: p. 264-266.
40. Kravitz, N.D. and B. Kusnoto, *Risks and complications of orthodontic miniscrews*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(4 Suppl): p. S43-51.
41. Kuroda, S., et al., *Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(1): p. 9-15.
42. Kuroda, S. and E. Tanaka, *Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics*. Japanese Dental Science Review, 2014. **50**(4): p. 79-85.
43. Laederach, V., et al., *Deviations of different systems for guided implant surgery*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(9): p. 1147-1151.
44. Lee, K.J., et al., *Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **135**(4): p. 486-94.
45. Leung, M.T., et al., *Use of miniscrews and miniplates in orthodontics*. J Oral Maxillofac Surg, 2008. **66**(7): p. 1461-6.
46. Liu, H., et al., *Accuracy of surgical positioning of orthodontic miniscrews with a computer-aided design and manufacturing template*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(6): p. 728.e1-728.e10; discussion 728-9.
47. Ludwig, B., S. Baumgaertel, and J.S. Bowman, *Mini-Implants in Orthodontics. Innovative Anchorage Concepts*. 1st ed. 2008, London: Quintessence Publishing Co Ltd.
48. Ludwig, B., et al., *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungskonzepte*. 2007, Berlin: Quintessenz.
49. Ludwig, B., et al., *Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites*. J Clin Orthod, 2011. **45**(8): p. 433-41; quiz 467.
50. Ludwig, B., B. Glasl, and T. Lietz, *Kleiner Aufwand - großer Nutzen*. Zahnärztl Mitt, 2007. **97**(5): p. 36-42.
51. Ludwig, B., et al., *Techniques for attaching orthodontic wires to miniscrews*. J Clin Orthod, 2010. **44**(1): p. 36-40.
52. Ludwig, B., et al., *Minischrauben in der Praxis. Teil 1: Skelettale Verankerung und Minischrauben*. KN Kompendium, 2008. **1**(1): p. 6-9.
53. Luzi, C., C. Verna, and B. Melsen, *A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage*. Prog Orthod, 2007. **8**(1): p. 192-201.

54. Luzi, C., C. Verna, and B. Melsen, *Guidelines for success in placement of orthodontic mini-implants*. J Clin Orthod, 2009. **43**(1): p. 39-44.
55. Maino, B.G., et al., *A Three-Dimensional Digital Insertion Guide for Palatal Miniscrew Placement*. J Clin Orthod, 2016. **50**(1): p. 12-22.
56. Martin, W., M. Heffernan, and J. Ruskin, *Template fabrication for a midpalatal orthodontic implant: technical note*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(5): p. 720-2.
57. Massif, L., L. Frapier, and J.P. Micallef, *[Insertion of min-screws: with or without pre-drilling?]*. Orthod Fr, 2007. **78**(2): p. 123-32.
58. Möhlhenrich, S.C., et al., *Accuracy of orthodontic mini-implants placed at the anterior palate by tooth-borne or gingiva-borne guide support: a cadaveric study*. Clin Oral Investig, 2019. **23**(12): p. 4425-4431.
59. Moon, C.H., et al., *Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region*. Angle Orthod, 2008. **78**(1): p. 101-6.
60. Morea, C., et al., *Surgical Guide for Optimal Positioning of Mini-Implants*. J Clin Orthod, 2005. **39**(5): p. 317 - 321.
61. Morea, C., et al., *Precise insertion of orthodontic miniscrews with a stereolithographic surgical guide based on cone beam computed tomography data: a pilot study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(4): p. 860-5.
62. Motoyoshi, M., et al., *Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17**(1): p. 109-14.
63. Neugebauer, J., M. Scheer, and J. Zöller, *Risikofaktoren bei der Implantattherapie durch allgemeinmedizinische Befunde*. BDIZ EDI, 2009. **13**(Supplement 2009): p. 12-16.
64. Papadopoulos, M.A. and F. Tarawneh, *The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2007. **103**(5): p. e6-15.
65. Papageorgiou, S.N., I.P. Zogakis, and M.A. Papadopoulos, *Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **142**(5): p. 577-595 e7.
66. Park, H.S., S.H. Jeong, and O.W. Kwon, *Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **130**(1): p. 18-25.
67. Patil, P., et al., *Surface deterioration and elemental composition of retrieved orthodontic miniscrews*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2015. **147**(4 Suppl): p. S88-100.
68. Proffit, W.R., H.W.J. Fields, and D.M. Sarver, *Contemporary orthodontics*. 3th edition ed, ed. W.R. Proffit. 2000, Oxford: Elsevier.
69. Qiu, L., et al., *Accuracy of orthodontic miniscrew implantation guided by stereolithographic surgical stent based on cone-beam CT-derived 3D images*. The Angle orthodontist, 2011. **82**: p. 284-93.
70. R, L., *Navigationsimplantologie*. Spitta Verlag Bailingen, 2010: p. 8–51.

71. Sandler, J., et al., *Palatal implants are a good alternative to headgear: a randomized trial*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **133**(1): p. 51-7.
72. Schopf, P., *Curriculum Kieferorthopädie. Band II*, ed. P. Schopf. 2000, Berlin: Quintessenz-Verlag. 482-485 und 546.
73. Shah, A.H., et al., *Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength*. Angle Orthod, 2012. **82**(4): p. 603-610.
74. Sherman, A.J., *Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants*. Am J Orthod, 1978. **74**(1): p. 79-87.
75. Shirck, J.M., et al., *Temporary anchorage device utilization: comparison of usage in orthodontic programs and private practice*. Orthodontics (Chic.), 2011. **12**(3): p. 222-31.
76. Soares, M.M., et al., *An in vitro model to evaluate the accuracy of guided surgery systems*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(4): p. 824-31.
77. T. Bernhart , O.D., H. Wehrbein , C. Baier , H.-P. Bantleon , G. Kucher, *Das Gaumenimplantat*. Inf Orthod Kieferorthop, 2000. **32:209-229**.
78. Tatakis, D.N., H.H. Chien, and A.O. Parashis, *Guided implant surgery risks and their prevention*. Periodontol 2000, 2019. **81**(1): p. 194-208.
79. Topouzelis, N. and P. Tsaousoglou, *Clinical factors correlated with the success rate of miniscrews in orthodontic treatment*. International journal of oral science, 2012. **4**: p. 38-44.
80. Tosun, T., A. Keles, and N. Erverdi, *Method for the Placement of Palatal Implants*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2002. **17**: p. 95-100.
81. Tosun, T., A. Keles, and N. Erverdi, *Method for the placement of palatal implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(1): p. 95-100.
82. Tsaousidis, G. and O. Bauss, *Einfluss der Insertionsstelle auf die Misserfolgsraten kieferorthopädischer Verankerungsschrauben*. J Orofac Orthop, 2008. **69**(5): p. 349-56.
83. Tseng, Y.C., et al., *The application of mini-implants for orthodontic anchorage*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2006. **35**(8): p. 704-7.
84. Valieri, M.M., et al., *Comparison of topical and infiltration anesthesia for orthodontic mini-implant placement*. Dental press journal of orthodontics, 2014. **19**(2): p. 76-83.
85. Van Assche, N., et al., *Accuracy of computer-aided implant placement*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 112-23.
86. Wahl, N., *Orthodontics in 3 millennia. Chapter 15: Skeletal anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **134**(5): p. 707-10.
87. Wang, Y.T., et al., *Developing Customized Dental Miniscrew Surgical Template from Thermoplastic Polymer Material Using Image Superimposition, CAD System, and 3D Printing*. Biomed Res Int, 2017. **2017**: p. 1906197.
88. Wiechmann, D., U. Meyer, and A. Buchter, *Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(2): p. 263-7.
89. Wilmes, B., et al., *Mini-Implantate zur kieferorthopädischen Verankerung im anterioren Gaumen, mediane vs. paramediane Insertion*. Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie, 2015. **47**: p. 243-248.

90. Winsauer, H., et al., *Paramedian vertical palatal bone height for mini-implant insertion: a systematic review*. Eur J Orthod, 2014. **36**(5): p. 541-9.
91. Zamora, N., et al., *Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images*. Angle Orthod, 2011. **81**(5): p. 856-64.
92. Zhou, W., et al., *Clinical Factors Affecting the Accuracy of Guided Implant Surgery—A Systematic Review and Meta-analysis*. Journal of Evidence Based Dental Practice, 2017. **18**.

## 9 Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b> Zwei palatinal inserierte Miniimplantate in situ.....	5
<b>Abbildung 2:</b> Miniimplantat mit passendem Abutment.....	9
<b>Abbildung 3:</b> Eine FRS-Aufnahme zeigt zwei Miniimplantate im Bereich des anterioren Gaumens.....	11
<b>Abbildung 4:</b> CAD/CAM-Insertionsguide AccuGuide (Forestadent Bernhard Förster GmbH) mit parallelen Führungshülsen zur Insertion von zwei palatinalen Miniimplantaten .....	15
<b>Abbildung 5:</b> Die Positionsplanung eines palatinalen Miniimplantats erfolgt mittels Überlagerung einer virtuellen Minischraube (grün) und einem Modell des Patientengebisses (rot) auf einer FRS-Aufnahme .....	18
<b>Abbildung 6:</b> Die drei verschiedenen Materialien der Insertionsguides der Vorversuche. Dental LT Clear Resin (links), White Resin (Mitte), Dental SG Resin (rechts) .....	21
<b>Abbildung 7:</b> OrthoEasy Pal Pin (Forestadent Bernhard Förster GmbH) (links) und die zugehörige AccuGuide Klinge (rechts).....	23
<b>Abbildung 8:</b> Die Knochenersatzmaterialblöcke mit den unsterilisierten Insertionsguides (oben) und den sterilisierten Insertionsguides (unten). Die Miniimplantate sind bereits inseriert und die röntgendichten Stahlstreifen wurden fixiert .....	25
<b>Abbildung 9:</b> Die Objektliste der Software OnyxCeph (Image Instruments) zeigt die unterschiedlichen Dichteeinstellungen mit den Bezeichnungen „Block“ und „Schrauben“ ...	27
<b>Abbildung 10:</b> Anordnung der gewählten Messpunkte .....	28
<b>Abbildung 11:</b> Ein Ausschnitt der Menüleiste des Programms OnyxCeph (Image Instruments). Der Pfeil zeigt die Y-Koordinate, die der Insertionstiefe der Spitzen der Miniimplantate entspricht .....	29
<b>Abbildung 12:</b> Auswertung des Scan 50 (erster Durchlauf). Der rote Pfeil zeigt auf den Wert des apikalen Abstandes, der schwarzer Pfeil auf den Wert des Winkels zwischen den Miniimplantaten .....	30
<b>Abbildung 13:</b> Materialveränderungen des Materials Dental LT Clear Resin durch die Sterilisation. Vor der Sterilisation (links), nach der Sterilisation (rechts) .....	32
<b>Abbildung 14:</b> Markierung der gemessenen Insertionstiefen beider Miniimplantate .....	34

**Abbildung 15:** Markierung des gemessenen Abstands der Spitzen der Miniimplantate ..... 35

**Abbildung 16:** Markierung des gemessenen Abstands der Köpfe der Miniimplantate ..... 36

**Abbildung 17:** Markierung der Achsen der Miniimplantate..... 37

**Abbildung 18:** Markierung der Winkel, die jeweils von der Oberfläche des Knochenersatzmaterials und des linken bzw. rechten Miniimplantats eingeschlossen wurden ..... 38

**Abbildung 19:** Knochenersatzmaterialblöcke Nummer 11 und 44 mit abgesplitterten Insertionsguides..... 39

## 10 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Mechanische Werte des SRF-Testblocks.....	22
<b>Tabelle 2:</b> Auflistung der Zielwerte und Akzeptanzbereiche für die fünf beschriebenen Parameter.....	31
<b>Tabelle 3:</b> Insertionstiefe des linken und rechten Miniimplantats .....	34
<b>Tabelle 4:</b> apikaler Abstand der Miniimplantate .....	35
<b>Tabelle 5:</b> koronaler Abstand der Miniimplantate .....	36
<b>Tabelle 6:</b> Winkel der Miniimplantate zueinander .....	37
<b>Tabelle 7:</b> Winkel des rechten Miniimplantats zur Oberfläche (links), Winkel des linken Miniimplantats zur Oberfläche (rechts) .....	38
<b>Tabelle 8:</b> Gesamtübersicht der erhobenen Messungen der unsterilen Gruppe .....	60
<b>Tabelle 9:</b> Gesamtübersicht der erhobenen Messungen der sterilen Gruppe .....	62

## 11 Danksagung

Ich danke vorrangig *Herrn Dr. Björn Ludwig* für die Überlassung dieses Promotionsthemas und die geduldige, freundliche und engagierte Betreuung der gesamten Arbeit.

Danke an das gesamte Praxisteam von *Frau Dr. Bettina Glasl* und *Herrn Dr. Björn Ludwig* in Traben-Trarbach für die hilfsbereite Unterstützung während meiner Besuche in der Praxis und im Labor. Besonders bedanke ich mich bei *Herrn Christian Gehrke* für seine ständige Ansprechbarkeit.

Ein herzlicher Dank an *Herrn Daniel Kern* von Forestadent, für die Bereitstellung der technischen Daten und Bilder.

*Herrn Dr. Tom Kühnert* von OnyxCeph danke ich für die geduldige Einweisung und Erreichbarkeit auch bei schwierigen Fragen.

Dankbar anerkennen möchte ich auch die Unterstützung durch die Firma NOVUSTAD bei der statistischen Auswertung der Messergebnisse.

Neben all der Unterstützung im Berufsleben gilt der größte Dank jedoch meinen Freunden und meiner Familie. Von Herzen bedanke ich mich für alles bei meiner Schwester Sophie und meinem Bruder Samuel. Ich danke meinem Freund Moritz für den bedingungslosen Rückhalt in allen Bereichen. Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Großeltern, auf deren Aufmunterung und Unterstützung ich immer zählen kann.

Zu guter Letzt möchte ich meinen Eltern danken, die mir diesen Weg ermöglicht haben und mich jeder Zeit motivieren mein Bestes zu geben.



## 12 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

## 13 Anhang

**Tabelle 8:** Gesamtübersicht der erhobenen Messungen der unsterilen Gruppe

		<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>	<b>E</b>	<b>F</b>	<b>G</b>
		<b>(mm)</b>	<b>(mm)</b>	<b>(mm)</b>	<b>(mm)</b>	<b>(°)</b>	<b>(°)</b>	<b>(°)</b>
<b>Scan 1</b>	Testlauf 1	7,1	7,1	7,9	8,1	1,9	10,7	4,3
	Testlauf 2	6,9	6,8	8	8,2	1,1	10	4,2
<b>Scan 2</b>	Testlauf 1	6,7	6,9	8	8,2	0,4	5,7	4,6
	Testlauf 2	6,7	7	8,6	8,6	0,8	2,5	7,1
<b>Scan 3</b>	Testlauf 1	6,7	7	8,1	8,3	1	5,2	4,4
	Testlauf 2	6,7	7	8,6	8,7	1,1	2,1	7,2
<b>Scan 4</b>	Testlauf 1	4,3	6,5	8,1	7,8	12	8	12,6
	Testlauf 2	4,4	6,6	8,2	7,9	11,7	8,5	12,4
<b>Scan 5</b>	Testlauf 1	4,4	6,5	8,2	7,9	11,9	8,5	11,7
	Testlauf 2	4,5	6,6	8,2	7,9	11,6	8,1	12
<b>Scan 6</b>	Testlauf 1	4,4	6,4	8,1	7,7	11,2	8	12,9
	Testlauf 2	4,4	6,5	8,1	7,8	11,9	8,7	13
<b>Scan 7</b>	Testlauf 1	4,4	6,3	8,4	8	10,8	8,2	13,3
	Testlauf 2	4,4	6,5	8,1	7,8	11,8	9	14,2
<b>Scan 8</b>	Testlauf 1	4,5	6,3	7,9	7,6	10,1	8,9	13,4
	Testlauf 2	4,5	6,6	8,2	7,9	11,7	8,7	12,8
<b>Scan 9</b>	Testlauf 1	4,5	6,4	8	7,7	10,5	8,6	13,4
	Testlauf 2	4,5	6,5	8,2	7,8	11	8,8	13,2
<b>Scan 10</b>	Testlauf 1	4,4	6,3	8,2	7,9	10,2	7,8	12,9
	Testlauf 2	4,5	6,5	8,3	7,9	11,5	8,5	12,1
<b>Scan 11</b>	Testlauf 1	6,5	7	7,5	8,7	1	10,5	5,6
	Testlauf 2	6,5	7	7,5	8,8	1	13	3,1
<b>Scan 12</b>	Testlauf 1	6,4	6,8	8,2	8,2	2,6	3,7	4,1
	Testlauf 2	4,5	6,9	8,2	8,2	2,9	3,2	4,5
<b>Scan 13</b>	Testlauf 1	6,4	6,9	8,1	8,1	3,4	2,6	4,9
	Testlauf 2	6,3	6,9	8,3	8,3	3,1	3,5	4,6
<b>Scan 14</b>	Testlauf 1	7,4	7	8,3	8,8	2,4	8,7	2,5
	Testlauf 2	7,2	7	8,4	8,7	1,4	7,9	2,8
<b>Scan 15</b>	Testlauf 1	8	7,2	8	8,3	4,9	6,3	8,1

Anhang

	Testlauf 2	8,1	7,2	8,3	8,6	5,4	2,8	6,7
<b>Scan 16</b>	Testlauf 1	8,2	7,2	8,3	8,7	5,7	6,2	9
	Testlauf 2	8,1	7,2	8,3	8,7	5,2	5,4	8,2
<b>Scan 17</b>	Testlauf 1	6,4	6,7	8	8	0,5	6,2	8,9
	Testlauf 2	6,3	6,8	8	8	1,6	6,7	7,6
<b>Scan 18</b>	Testlauf 1	6,8	6,6	8,5	8,5	0,8	4,1	3,4
	Testlauf 2	6,6	6,7	8,6	8,6	0,4	3,2	3,6
<b>Scan 19</b>	Testlauf 1	6,7	6,7	8,6	8,5	0,1	3,3	3,3
	Testlauf 2	6,8	6,7	8,8	8,8	0,3	3,5	2,8
<b>Scan 20</b>	Testlauf 1	6,6	6,8	8	8	1,1	6,3	9,2
	Testlauf 2	6,6	6,8	8	7,9	0,9	2,5	8,7
<b>Scan 21</b>	Testlauf 1	7,1	6,9	8,3	7,8	1,6	2,3	5,9
	Testlauf 2	7,1	6,8	8,4	7,7	2,3	2,5	6,4
<b>Scan 22</b>	Testlauf 1	5,9	6,7	7,8	8,3	4	4	4,3
	Testlauf 2	6	6,7	7,9	8,4	3,2	5,1	2,9
<b>Scan 23</b>	Testlauf 1	8	7	8	8,2	5,1	7,7	4,4
	Testlauf 2	8,1	7	8	8	6,7	7,3	5
<b>Scan 24</b>	Testlauf 1	9,4	7,2	8	8,2	13,2	7,5	8,1
	Testlauf 2	9,5	7,2	8	8	13,6	6,4	9,4
<b>Scan 25</b>	Testlauf 1	8,5	6,9	8,6	8,4	9,4	15	4,8
	Testlauf 2	8,4	6,9	8,6	8,3	8,2	13	4,9
<b>Scan 26</b>	Testlauf 1	7,6	7	8,3	8,6	3,4	6	2,7
	Testlauf 2	7,6	7	8,2	8,6	3,7	5,5	2,4
<b>Scan 27</b>	Testlauf 1	7,2	6,9	8,3	8,5	2,6	12,6	4,9
	Testlauf 2	7,2	6,9	8,2	8,4	2,4	12,3	4,6
<b>Scan 28</b>	Testlauf 1	5,5	6,6	8,3	8,6	5,9	7,6	4
	Testlauf 2	5,6	6,6	8,3	8,5	6	7,8	4,5
<b>Scan 29</b>	Testlauf 1	6,2	6,6	8	8,1	1,8	2,5	7,8
	Testlauf 2	6,1	6,6	8	8,1	2,5	2,3	6,6
<b>Scan 30</b>	Testlauf 1	5,7	6,6	8,5	7,7	5,7	1	8,9
	Testlauf 2	5,9	6,6	8,5	7,6	6,8	0,6	8,6

A: apikaler Abstand der Miniimplantate  
 B: koronaler Abstand der Miniimplantate  
 C: Insertionstiefe des rechten Miniimplantats  
 D: Insertionstiefe des linken Miniimplantats  
 E: Winkel der Miniimplantate zueinander

F: Winkel des rechten Miniimplantats zur Oberfläche

G: Winkel des linken Miniimplantats zur Oberfläche

**Tabelle 9:** Gesamtübersicht der erhobenen Messungen der sterilen Gruppe

		<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>	<b>E</b>	<b>F</b>	<b>G</b>
		<b>(mm)</b>	<b>(mm)</b>	<b>(mm)</b>	<b>(mm)</b>	<b>(°)</b>	<b>(°)</b>	<b>(°)</b>
<b>Scan 31</b>	Testlauf 1	6,5	6,9	8,5	8,6	1,9	2,8	0,8
	Testlauf 2	6,7	6,8	8,3	8,4	0,4	3,6	0,7
<b>Scan 32</b>	Testlauf 1	5,8	6,7	8,3	7,6	6,3	4	6,9
	Testlauf 2	5,8	6,7	8,4	7,8	5,6	2,5	5,8
<b>Scan 33</b>	Testlauf 1	5,2	6,5	8,4	7,8	8,1	3,3	7,5
	Testlauf 2	5,2	6,4	8,7	8,2	7,1	3,3	6,7
<b>Scan 34</b>	Testlauf 1	6,6	6,8	8	7,5	1	6,7	9,2
	Testlauf 2	6,5	6,9	8,3	8	2	6,1	7,5
<b>Scan 35</b>	Testlauf 1	7,1	6,9	8,4	8,4	1,2	5	5,6
	Testlauf 2	7,1	6,8	8,4	8,6	1,4	5,5	7,1
<b>Scan 36</b>	Testlauf 1	6,1	6,9	8,1	8,7	4,5	6,3	1,4
	Testlauf 2	6	6,8	8,1	8,8	4,9	7,8	2,3
<b>Scan 37</b>	Testlauf 1	8	7,2	8,3	8	6,1	6	6,3
	Testlauf 2	8,2	7,2	8,4	8,1	7,2	5,5	7,6
<b>Scan 38</b>	Testlauf 1	6,7	6,9	7,7	8,3	0,9	7,6	5,1
	Testlauf 2	6,6	6,9	7,9	8,4	1,3	7,3	4,7
<b>Scan 39</b>	Testlauf 1	7,2	6,9	8,4	8	1,3	0,4	1,6
	Testlauf 2	7,2	6,9	8,6	8	1,4	9,6	2,8
<b>Scan 40</b>	Testlauf 1	5,4	6,5	8,6	8,2	6,7	1,9	7,6
	Testlauf 2	5,6	6,5	8,5	8,2	5,6	0,7	7,9
<b>Scan 41</b>	Testlauf 1	6,7	6,9	8,7	8,7	1,1	4,7	3,6
	Testlauf 2	6,7	6,9	8,6	8,7	1,2	4	2,9
<b>Scan 42</b>	Testlauf 1	6,9	6,8	8,6	7,8	0,7	3,3	10,3
	Testlauf 2	7	6,7	8,8	7,8	0,7	3,1	9,1
<b>Scan 43</b>	Testlauf 1	6,4	6,8	8,6	8,5	2,9	0,6	3,8
	Testlauf 2	6,2	6,8	8,5	8,4	3,3	0,8	3,4
<b>Scan 44</b>	Testlauf 1	5,1	6,5	8,3	8,6	7,4	5,9	5,1
	Testlauf 2	5,2	6,5	8,5	8,6	7	6,2	4,4
<b>Scan 45</b>	Testlauf 1	6,6	7	8,3	8,6	1,8	3,8	2,8

Anhang

	Testlauf 2	6,6	6,9	8,5	8,6	1,7	2,6	1
<b>Scan 46</b>	Testlauf 1	6,5	6,9	11,6	11,8	2,2	3,6	4,6
	Testlauf 2	6,4	6,7	8,3	8,5	1,8	3,8	3,2
<b>Scan 47</b>	Testlauf 1	7	7	7,9	8,1	0,1	6,1	4,8
	Testlauf 2	7	7	8	8,1	0,5	4,6	4,3
<b>Scan 48</b>	Testlauf 1	7	7,1	8,4	8,5	0,7	0,7	1,2
	Testlauf 2	7	7	8,5	8,5	0	1	1,1
<b>Scan 49</b>	Testlauf 1	5,1	6,7	8,3	8,2	9,1	3,5	5,8
	Testlauf 2	5	6,6	8,2	8,1	9,9	4,5	5,8
<b>Scan 50</b>	Testlauf 1	5,8	6,6	8,3	7,8	4,4	2,2	7,1
	Testlauf 2	6	6,7	8,6	7,9	3,4	3,2	5,6
<b>Scan 51</b>	Testlauf 1	7	7	8,4	8,6	0,5	0,8	1,3
	Testlauf 2	7,3	7	8,5	8,7	1,5	1,2	1,7
<b>Scan 52</b>	Testlauf 1	7,6	7,1	8,3	8,1	3,9	4,6	8,2
	Testlauf 2	7,5	7	8,4	8,1	3,5	4,1	8,2
<b>Scan 53</b>	Testlauf 1	6,6	6,9	8,6	8,6	1,7	3,3	2,3
	Testlauf 2	6,6	7	8,3	8,4	2,1	3,4	1,8
<b>Scan 54</b>	Testlauf 1	6,4	6,8	8,5	8,3	2,3	1,7	3,1
	Testlauf 2	6,3	6,8	8,5	8,4	2,2	1	2,5
<b>Scan 55</b>	Testlauf 1	6,5	6,8	8,2	8,6	2	2	3,4
	Testlauf 2	6,7	6,8	8,4	8,8	0,5	0,7	1
<b>Scan 56</b>	Testlauf 1	6,4	7	8,1	8,3	3,4	6,7	3,1
	Testlauf 2	6,4	7	8,1	8,3	3,5	6,3	2,9
<b>Scan 57</b>	Testlauf 1	6,2	6,6	7,8	7,8	2,1	2,9	2,3
	Testlauf 2	6,1	6,7	8,1	8	3,2	4,1	3,2
<b>Scan 58</b>	Testlauf 1	6,8	7	8,3	8,1	0,9	2,4	4,4
	Testlauf 2	6,6	6,9	8,6	8,4	1,4	4,5	6,3
<b>Scan 59</b>	Testlauf 1	5,8	7	7,6	8,4	5,1	8,2	2,3
	Testlauf 2	5,9	7	7,6	8,4	4,7	8,2	2,3
<b>Scan 60</b>	Testlauf 1	7	7	8,5	8	0,1	1,9	4,4
	Testlauf 2	6,9	7	8,5	7,9	0,1	3,5	6,3

A: apikaler Abstand der Miniimplantate  
 B: koronaler Abstand der Miniimplantate  
 C: Insertionstiefe des rechten Miniimplantats  
 D: Insertionstiefe des linken Miniimplantats  
 E: Winkel der Miniimplantate zueinander

F: Winkel des rechten Miniimplantats zur Oberfläche

G: Winkel des linken Miniimplantats zur Oberfläche