

Aus dem Institut MESANTIS 3D-DENTAL-RADIOLOGIE Berlin

DISSERTATION

**Untersuchung zur Genauigkeit der Implantation orthodontischer
Mini-Implantate mittels verschiedener Insertionsschablonen nach
digitaler Positionsplanung**

Analysis of the accuracy of the implantation of orthodontic
mini-implants using different insertion guides after digital position
planning

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Sarah Löschmann, geb. Krahl
aus Hagen

Datum der Promotion: 25.11.2022

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis.....	VI
Grafikverzeichnis	VIII
Abkürzungen	IX
Zusammenfassung.....	X
Abstract	XII
1. Einleitung	1
1.1. Das orthodontische Mini-Implantat	1
1.1.1 Aufbau und Eigenschaften	1
1.1.2 Vorteile	4
1.1.3 Anwendungsgebiete	4
1.1.4 Vorteile der geführten Implantation.....	5
1.2. Insertionsregion – anteriorer Gaumen.....	6
1.3. Entwicklung und aktueller Stand	8
2. Fragestellung	11
3. Material und Methoden	13
3.1. Allgemeine Methoden	13
3.1.1. Versuchsmodelle.....	13
3.1.2. Digitale Planung.....	15
3.1.3. Anfertigung der Insertionsschienen auf dem Positionsmodell	16
3.1.4. Schraubeninsertion.....	19
3.1.5. Überlagerung.....	20
3.1.6. Auswertung der Insertion.....	21
3.1.7. Statistische Methoden	22
3.2. Spezifische Methoden	24

3.2.1. Abweichungen an der Schraubenspitze	24
3.2.2. Abweichungen am Schraubenkopf	24
3.2.3. Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum.....	24
3.2.4. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene	24
3.2.5. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene.....	25
3.2.6. Parallelität der Schraubenachse	25
4. Ergebnisse	26
4.1 Abweichungen an der Schraubenspitze.....	29
4.1.1 Freihand	29
4.1.2 Silikonschiene	29
4.1.3 Tiefziehschiene	29
4.1.4 3D-Schiene.....	30
4.2 Abweichungen am Schraubenkopf.....	33
4.2.1 Freihand	33
4.2.2 Silikonschiene	33
4.2.3 Tiefziehschiene	33
4.2.4 3D-Schiene.....	34
4.3 Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum	37
4.3.1 Freihandinsertion	37
4.3.2 Silikonschiene	37
4.3.3 Tiefziehschiene	37
4.3.4 3D-Schiene.....	38
4.4. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene	41
4.4.1 Freihand	41
4.4.2 Silikonschiene	41
4.4.3 Tiefziehschiene	42
4.4.4 3D-Schiene.....	42

4.5. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene	46
4.5.1 Freihandinsertion	46
4.5.2 Silikonschiene	46
4.5.3 Tiefziehschiene	47
4.5.4 3D-Schiene.....	47
4.6 Parallelität der Schraubenachsen.....	50
4.6.1 Freihandinsertion	50
4.6.2 Silikonschiene	50
4.6.3 Tiefziehschiene	50
4.6.4 3D-Schiene.....	50
4.7. Ergebnisübersicht	53
5. Diskussion	54
5.1. Allgemeiner Teil	54
5.2. Diskussion der Methoden.....	57
5.3. Diskussion der Ergebnisse	59
5.3.1. Abweichungen an der Schraubenspitze	59
5.3.2. Abweichungen am Schraubenkopf	59
5.3.3. Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum.....	60
5.3.4. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene	60
5.3.5. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene.....	60
5.3.6. Parallelität der Schraubenachsen	61
5.4 Literaturvergleich	62
5.5 Ausblick	66
5.6. Schlussfolgerung	67
Quellenverzeichnis	68
Eidesstattliche Versicherung	71
Lebenslauf	72

Danksagung.....	72
Bescheinigung Statistik.....	74

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Aufbau Mini-Implantat	1
Abbildung 2:	Arbeitsmodell inkl. Aussparungen für die Sawbones-Knochenblöcke	14
Abbildung 3:	CAD/CAM gefräste Sawbones-Knochenblöcke..	14
Abbildung 4:	Arbeitsmodell inkl. Sawbones-Knochenblöcke...	14
Abbildung 5:	Überlagerung FRS mit Modell.....	15
Abbildung 6:	Positionsmodell.....	16
Abbildung 7:	konfektionierte Bohrhülse (OrthoLox 8mm) Promedia.....	17
Abbildung 8:	Positionsmodell inkl. Bohrhülse	17
Abbildung 9:	Positionsmodell mit Silikonschiene	17
Abbildung 10:	Positionsmodell mit Tiefziehschiene	18
Abbildung 11:	Positionsmodell mit 3D-gedruckter Schiene	19
Abbildung 12:	Arbeitsmodell mit inserierten Schrauben und aufgesteckten Scanbodies	20
Abbildung 13:	Ausrichtung Koordinatensystem.....	22
Abbildung 14:	beispielhafte Winkelabweichung in der Sagittalebene	41
Abbildung 15:	beispielhafte Winkelabweichung in der Frontalebene.....	46

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Schraubenspitze: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests	26
Tabelle 2:	Schraubenkopf: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests	26
Tabelle 3:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests	27
Tabelle 4:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests	27
Tabelle 5:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests	27
Tabelle 6:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests	28
Tabelle 7:	Schraubenspitze: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung.....	30
Tabelle 8:	Schraubenspitze: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts	32
Tabelle 9:	Schraubenspitze: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links	32
Tabelle 10:	Schraubenspitze: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen	32
Tabelle 11:	Schraubenkopf: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung.....	34
Tabelle 12:	Schraubenkopf: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts	36
Tabelle 13:	Schraubenkopf: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links	36
Tabelle 14:	Schraubenkopf: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen	36
Tabelle 15:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung	38
Tabelle 16:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts.....	40
Tabelle 17:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links	40

Tabelle 18:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen	40
Tabelle 19:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung	43
Tabelle 20:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts	45
Tabelle 21:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts	45
Tabelle 22:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen	45
Tabelle 23:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung	47
Tabelle 24:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts	49
Tabelle 25:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links	49
Tabelle 26:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen	49
Tabelle 27:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung	51
Tabelle 28:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden	51
Tabelle 29:	Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen	52

Grafikverzeichnis

Grafik 1:	Mittelwerte und LOA der Abweichungen der Schraubenspitze, Seite: rechts .	31
Grafik 2:	Mittelwerte und LOA der Abweichungen der Schraubenspitze, Seite: links ...	31
Grafik 3:	Mittelwerte und LOA der Abweichungen am Schraubenkopf, Seite: rechts....	35
Grafik 4:	Mittelwerte und LOA der Abweichungen am Schraubenkopf, Seite: links	35
Grafik 5:	Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D- Raum, Seite: rechts	39
Grafik 6:	Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D- Raum, Seite: links	39
Grafik 7:	Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene, Seite: rechts	44
Grafik 8:	Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene, Seite: links	44
Grafik 9:	Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene, Seite: rechts	48
Grafik 10:	Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene, Seite: links	48
Grafik 11:	Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Parallelität der Schraubenachsen.....	51

Abkürzungen

ANOVA	analysis of variance
CAD/CAM	computer-aided design / computer-aided manufacturing
CBCT	cone-beam-computertomography
DVT	digitale Volumentomographie
FRS	Fernröntgenseitenbild
LKG	Lippen-Kiefer-Gaumenspalte
LOA	Limits of Agreement
M	Mittelwert
Max	Maximum
Min	Minimum
OK	Oberkiefer
OMI	orthodontisches Mini-Implantat
OMS	orthodontic miniscrew
SD	Standardabweichung
TAD	temporary anchorage device
TIP	Schraubenspitze
TOP	Schraubenkopf
UK	Unterkiefer

Zusammenfassung

Einleitung:

Orthodontische Mini-Implantate (OMI) dienen seit Jahrzehnten der temporären skelettalen Verankerung während kieferorthopädischer Behandlungen. Der anteriore Gaumen wird in den letzten Jahren vornehmlich als Insertionsregion genutzt. Mit zunehmender Digitalisierung ist seit kurzem ein komplett digitaler Workflow zur Planung und Insertion der OMI möglich. Dieser umfasst eine exakte präoperative Planung der korrekten Implantatposition bis hin zur Insertion der OMI mittels 3D-gedruckter Schiene. Hierzu liegen bisher nur wenige wissenschaftlich fundierte Untersuchungen vor.

In dieser Arbeit werden die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Insertion von digital geplanten OMI untersucht.

Material und Methoden:

Die Untersuchung wurde an 17 individuellen 3D-gedruckten OK-Modellen mit knochenähnlichen Eigenschaften durchgeführt. Zur digitalen Planung wurde mit der Software TADmatch ein Fernröntgenseitenbild (FRS) und ein digitales Oberkiefer-Modell miteinander überlagert. Jeweils zwei parallel zueinanderstehende Schrauben wurden damit im Gaumen virtuell geplant. Die Insertion der Schrauben erfolgte über vier verschiedene Methoden: Freihand, mittels einer Silikon-, einer Tiefzieh- und einer gedruckten 3D-Übertragungsschiene. Die Schraubenposition in den Modellen wurde durch einen Intraoralscanner erfasst. Anschließend wurde das gescannte Modell mit dem Planungsmodell überlagert. Die Abweichungen der Schraubenposition wurden am Schraubenkopf, der -spitze sowie über die -achsen bestimmt.

Zur statistischen Auswertung wurde der t-Test, der ANOVA-Test sowie der Likelihood-Ratio-Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 5\%$ festgelegt.

Ergebnisse:

An der Schraubenspitze variierten die Abweichungen im Mittelwert zwischen 1.14 mm und 1.78 mm. Die geringsten Abweichungen erbrachte die 3D-Schieneninsertion, die größten die Freihandinsertion.

Bei der Schraubenkopfposition variierten die Mittelwerte zwischen 0.82 mm und 1.56 mm. Die kleinsten Werte wurden mit der 3D-Schienenmethode erzielt. Aber auch die anderen Übertragungsschienen zeigten im Vergleich zur Freihandinsertion signifikant geringere Abweichungen. Signifikant präzisere Streuungswerte lieferte im Schraubenkopfbereich die 3D-gedruckte Schiene gegenüber allen anderen Insertionstechniken.

Bei der Winkelabweichung der Schraubenachsen zeigten alle verwendeten Übertragungsschienen signifikant richtigere und präzisere Werte, verglichen mit der Freihandinsertion. Die Werte divergierten zwischen 2.73° und 8.88° .

Schlussfolgerung:

Die mit TADmatch geplanten und 3D-gedruckten Insertionsschienen erweisen sich als ein zuverlässiges Hilfsmittel zur Platzierung von OMI. Sie erlauben im Vergleich zu den anderen untersuchten Verfahren eine richtigere, präzisere und reproduzierbarere Übertragung der geplanten Schraubenposition auf das Insertionsmodell. Durch alle getesteten Insertionsschablonen werden Winkelabweichungen verringert. Die manuelle Freihandinsertion ist am wenigsten genau.

Abstract

Introduction:

Orthodontic Mini Implants (OMI) have been used for decades for temporary skeletal anchorage during orthodontic treatments. The anterior palate has been primarily used as an insertion region in recent years. With increasing digitalization, a completely digital workflow for planning and insertion of OMI has recently become possible. This includes exact preoperative planning of the correct implant position up to the insertion of the OMI by means of a 3D-printed splint. To date, only a few scientifically based studies are available on this subject.

In this study, the accuracy and reproducibility of the insertion of digitally planned OMI are investigated.

Material and Methods:

The study was performed on 17 individual 3D-printed maxillary models with bone-like characteristics. For digital planning, a lateral radiograph (FRS) and a digital model of the maxilla were superimposed using TADmatch software. Two parallel screws were planned virtually in the palate. The screws were inserted using four different methods: Freehand, using a silicone-, a vacuum-formed- and a printed 3D transfer splint. The screw position in the models was charted by an intraoral scanner. Afterwards the scanned model was superimposed on the planning model. The deviations of the screw positions were determined at the screw head, tip, and axes. The t-test, ANOVA test, and likelihood ratio test were used for statistical analysis. The significance level was set at $\alpha = 5\%$.

Results:

At the screw tip the mean deviations varied between 1.14 mm and 1.78 mm. The 3D splint insertion yielded the smallest deviations, and the freehand insertion yielded the largest.

For the screw head position the mean values varied between 0.82 mm and 1.56 mm. The smallest values were observed with the 3D splint method. However, the other transfer splints also showed significantly smaller deviations compared to freehand insertion. Significantly more precise scatter values were provided in the screw head area by the 3D-printed splint compared to all other insertion techniques.

For the angular deviation of the screw axes, all transfer splints used showed significantly more accurate and precise values compared to freehand insertion. The values diverged between 2.73° and 8.88°.

Conclusion:

The insertion splints designed and 3D-printed with TADmatch prove to be a reliable tool for OMI placement. They allow a more accurate, precise and reproducible transfer of the planned screw position to the insertion model compared to the other methods tested. Angular deviations are reduced by all insertion templates tested. Manual freehand insertion is the least accurate and precise.

1. Einleitung

1.1. Das orthodontische Mini-Implantat

Definitionsgemäß handelt es sich bei einem „Implantat (von lat. in- ‚hinein‘ und plantare ‚pflanzen‘) [um] ein im Körper eingepflanztes künstliches Material, das permanent oder zumindest für einen längeren Zeitraum dort verbleiben soll.“ (1)

„Zusammenfassende Bezeichnung für Stoffe und Teile, die zur Erfüllung bestimmter Ersatzfunktionen für einen begrenzten Zeitraum oder auf Lebenszeit in den menschlichen Körper eingebracht werden.“ (2)

Laut Copes Definition handelt es sich bei einer Schraube, die einen Durchmesser von 2.5 mm oder weniger aufweist, um eine Minischraube (3).

1.1.1 Aufbau und Eigenschaften

Das orthodontische Mini-Implantat ist in drei Bestandteile gegliedert, die jeweils unterschiedliche Aufgaben erfüllen.

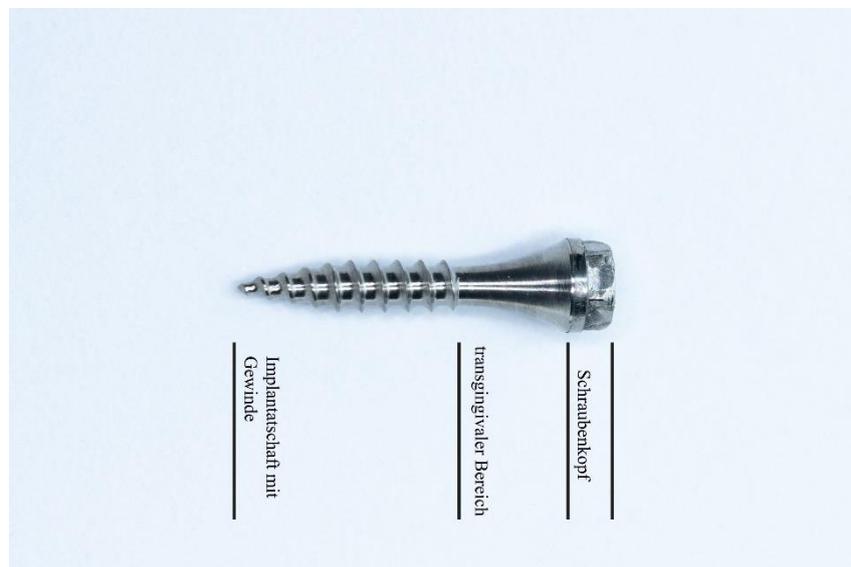


Abbildung 1: Aufbau Mini-Implantat

1. Der Implantatschaft mit Gewinde liegt intraossär und dient der Verankerung und dem Halt im Knochen. Bei dem Gewinde lassen sich zwei Typen unterscheiden: das selbstschneidende und das selbstbohrende Gewinde. Charakteristisch für das selbstschneidende Gewinde sind seine stumpfe Spitze sowie abgerundete Flanken. Sie

erfordern eine Vorbohrung (Pilotbohrung) des Knochens in Länge und Durchmesser, korrespondierend zu den Maßen der Minischraube. (4). Demgegenüber stehen Schrauben mit selbstbohrendem Gewinde, die sich aufgrund ihrer scharfkantigen Spitze direkt in den Knochen inserieren lassen (4, 5). Allerdings kann, um die Kortikalis zu durchdringen, ein hoher Anpressdruck während der Insertion notwendig werden. Dadurch bedingte Kompressionen und erhöhte Spannungen im Knochen können zu Schmerzen oder auch Drucknekrosen führen (4, 5). Auch wird es dem Behandler unter dem aufzubringenden Druck erschwert, die Insertionsrichtung einzuhalten. Des Weiteren muss die Schraube, je nach Dichte und Stärke des kortikalen Knochens, einen hohen Widerstand überwinden, was das Risiko einer Schraubenfraktur erhöhen kann (4, 5). So wird im Allgemeinen auch bei Schrauben mit selbstbohrendem Gewinde, wenn auch keine komplette Vorbohrung, so doch zumindest eine Perforation der Kortikalis empfohlen (5).

2. Der transgingivale Bereich bzw. Gingivahals bildet die Verbindungsstelle zwischen Implantatschaft und -kopf (6). Dieser Bereich kann konisch, zylindrisch oder hexagonal gestaltet sein. Er dient in erster Linie der Abdichtung des Knochens, um ein Eindringen pathologischer Mikroorganismen zu vermeiden (6).
3. Der Schraubenkopf steht in unterschiedlichen Ausführungen zur Verfügung: beispielsweise mit Haken, Slots, Ösen oder Kugeln. Er kann über kieferorthopädische Elemente wie Federn, Drähte oder elastische Ketten die Minischraube mit einer orthodontischen Apparatur verbinden (4).

„Die Durchmesser der auf dem Markt befindlichen Minischrauben variieren zwischen 1.2 mm und 2.3 mm“ (4), die Längen zwischen 4 und 15 mm (4).

Die Titanlegierung (insbesondere Titan-6-Aluminium-4-Vanadium (Ti-6-Al-4V/TiAl6V4) Werkstoff Nr. 3.7165) hat sich als das Material der Wahl bei Minischrauben bewährt (6).

Um ein einfaches Entfernen der Minischraube zu gewährleisten, ist die Oberfläche der Schraube im Gegensatz zu dentalen Implantaten glatt und poliert (4, 7). Eine Osseointegration bleibt bei den Minischrauben aus, lediglich eine Anlagerung knöcherner Strukturen, ohne funktionellen Verbund, findet hier statt (8).

Die Entwicklung von Mini-Implantaten begann in den 1940er Jahren. Bereits 1945 stellten Gainsforth und Higley erste Untersuchungen mit Vitalliumschrauben zur skelettalen Verankerung

an. Diese wurden im Ramus mandibulae bei Hunden inseriert (9). Im Jahr 1983 veröffentlichten Creekmore und Eklund einen ersten Patienten-Fallbericht zu diesem Thema. Bei einer 25-jährigen Patientin mit tiefem Deckbiss platzierten sie unterhalb der Spina nasalis anterior im Oberkiefer eine Vitalliumschraube. Nach einer Einheilungsphase von 10 Tagen wurde ein elastischer Faden zwischen dem Oberkieferbogen der Multibandapparatur (approximal regio 11, 21) und der Schraube gespannt. Dieser wurde in regelmäßigen Abständen erneuert, um eine 24-stündige Kraftapplikation zu gewährleisten. Nach einem Behandlungszeitraum von einem Jahr konnten die beiden mittleren oberen Inzisivi um 6 mm intrudiert und um 25° nach lingual getorquet werden (10).

1997 beschrieb Kanomi eine kieferorthopädische Mini-Implantat-Anwendung zur Intrusion der unteren Frontzähne, bei der das verwendete Mini-Implantat die Maße 1,2 x 6 mm aufwies (11). Das Implantat wurde im Unterkiefer interradikulär zwischen den Wurzelspitzen der beiden mittleren unteren Inzisivi platziert. Zur Fixierung einer Ligatur bzw. einer elastischen Kette wurde eine Titanplatte mit zwei Öffnungen/Löchern am Schraubenkopf angebracht. Zur Intrusion der beiden Zähne wurde jeweils eine elastische Ligatur zwischen der Titanplatte und dem Bracket des jeweiligen Zahnes gespannt. Nach vier Monaten waren beide Frontzähne erfolgreich um 6 mm intrudiert.

In den letzten Jahren haben Mini-Implantate immer stärker ihren Platz als Verankerungselement in der Kieferorthopädie gefunden.

Unter vielen verschiedenen Namen lässt sich diese kleine Schraube in der aktuellen Literatur finden: temporary anchorage device (TAD), orthodontic miniscrew (OMS), Ankerschraube, Kieferorthopädische Verankerungsschraube, Kortikalis-Schraube, microimplant, Mikrotitanschraube, miniscrew, Minipin, Minischrauben, mini-screw anchorage system, ortho implant, orthodontic anchorage implant, skelettal anchorage system, small titanium screws, titanium screw anchorage, orthodontische Mini-Implantate und viele mehr (4).

Einige der aufgeführten Bezeichnungen weisen schon daraufhin, dass es sich hierbei um ein temporäres Verankerungselement handelt. Das Mini-Implantat verbleibt also nicht wie herkömmliche Zahnimplantate dauerhaft im Knochen des Patienten, sondern nur für einen gewissen Zeitraum – nämlich für die Zeit der kieferorthopädischen Behandlung, in der eine stabile skelettale Verankerung benötigt wird.

Die Stabilität der Verankerung stellt eine der wichtigsten Voraussetzungen für körperliche Zahnbewegungen dar und spielt in der Kieferorthopädie eine zentrale Rolle. Schon um 1900 befasste sich Angle mit diesem Thema und schrieb in seinem Werk „Treatment of malocclusion

of the teeth and fractures of the maxillae. Angle's system“ dazu: „Die Bewegung eines oder mehrerer Zähne in eine oder verschiedene Richtungen ist nur durch die Anwendung einer Kraft möglich, die in Übereinstimmung mit den Gesetzen der Mechanik und Dynamik erfolgt. Nach den wohlbekannten Gesetzen der Physik halten sich Wirkung und Gegenwirkung das Gleichgewicht und sind einander entgegengesetzt; daraus folgt, dass der Widerstand der Verankerung größer als der des zu bewegenden Zahnes sein muss.“ (12)

Damit werden die Grenzen, die der Verankerung aufgrund der Gesetze der Physik (3. Newtonsches Axiom: Actio gleich reactio) auferlegt sind, deutlich.

Wünschenswert ist also eine möglichst stabile, nebenwirkungsarme Verankerungstechnik.

Eine Vielzahl diverser Verankerungsmöglichkeiten stehen der Kieferorthopädie zur Verfügung. So kann eine extraorale Abstützung über ein Headgear oder eine Delaire-Maske erfolgen. Als intraorale Möglichkeiten seien hier genannt: Transpalatinalbogen, Nance-Apparatur, Pendulum, Lingualbogen, Einbeziehung von Zahngruppen durch Verblockung oder die Modifizierung einer festsitzenden Apparatur zum Beispiel über das Einbiegen eines bukkalen Wurzeltorques. Eine weitere Möglichkeit stellt das Mini-Implantat als skelettale Verankerungstechnik dar (4, 6).

1.1.2 Vorteile

Die Anwendung eines Mini-Implantats bietet viele Vorteile gegenüber anderen kieferorthopädischen Verankerungsmethoden. Im Gegensatz zu extraoralen skelettalen Verankerungselementen wie z.B. Headgear oder Gesichtsmaske ist der Einsatz des Mini-Implantats nahezu unabhängig von der Patientencompliance. Dieser geht mit einem Wirkungszeitraum von 24 Stunden pro Tag einher. Zudem stellt die Minischraube keine ästhetische Beeinträchtigung des Patienten dar und stößt auf hohe Patientenakzeptanz (13). Eine schnelle und einfache Insertion (14) sowie Entfernung des Mini-Implantats sind ein weiterer Vorteil dieser Schraube (7). Die Schraube ist sofort belastbar (7, 15) und auch relativ preisgünstig (7, 14).

1.1.3 Anwendungsgebiete

Zu den allgemeinen kieferorthopädischen Anwendungsgebieten der Minischrauben gehören im Molarenbereich die Verankerung, Distalisierung, Mesialisierung, Aufrichtung sowie In- und Extrusion; im Frontzahnbereich die Frontverankerung, Retraktion, In- und Extrusion. Die

Einordnung verlagerter Zähne, Lückenschluss, Oberkieferbogenkonstriktion sowie die Gaumennahterweiterung sind weitere Anwendungsbereiche (4, 14, 16, 17).

Als mögliche Insertionsregionen eignen sich die interradiären Bereiche des Oberkiefer- und Unterkieferalveolarfortsatzes, die Retromolarregion im OK und UK, die Symphyse, die Crista infrazygomata, der Bereich unterhalb der Spina nasalis sowie der Gaumen (18).

Laut Baumgaertel et al. „können Minischrauben fast überall dort im Kiefer gesetzt werden, wo ein ausreichendes Knochenangebot zur Verankerung vorliegt und keine anatomischen Strukturen wie Wurzeln oder Nerven die Insertion stören“ (14).

1.1.4 Vorteile der geführten Implantation

Eine Übertragungsschiene bietet dem Kieferorthopäden die Sicherheit, das Mini-Implantat in der geplanten Position mit der korrekten Angulation und Tiefe zu inserieren. Vorteilhaft ist sie dann, wenn der Kieferorthopäde nur sehr selten solche Eingriffe durchführt. Das heißt, die Insertion kann einfach und sicher in der eigenen Praxis durchgeführt werden und muss nicht an einen Chirurgen außer Haus überwiesen werden.

Allgemeine Risiken wie Verletzungen des Ligaments oder neurovaskulärer Geflechte, Wurzelverletzungen, Nasen- und Kieferhöhlenperforation, Desensibilisierung oder Devitalisierung eines Zahnes, Blutungen und Nervenschädigungen (15, 19, 20) können somit reduziert werden.

Sinnvoll ist der Einsatz einer Übertragungsschiene auch beim Vorliegen verlagerter oder retinierter Zähne, bei reduziertem Knochenangebot oder bei Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten. Hier ist es besonders ratsam, auf eine geführte Insertion zurückzugreifen, um beispielsweise eine Perforation der Nasenhöhle zu vermeiden oder den Spaltbereich nicht zu tangieren.

Des Weiteren kann mittels Übertragungsschiene eine optimale Parallelität zweier Implantate erreicht werden. Zudem ist es möglich, in nur einer Sitzung sowohl das Implantat zu inserieren als auch direkt die kieferorthopädische Apparatur einzusetzen.

1.2. Insertionsregion – anteriorer Gaumen

Der anteriore Gaumen hat sich als eine sichere Insertionsregion für Mini-Implantate herauskristallisiert (17). Dabei können die Schrauben sowohl median als auch paramedian platziert werden (21-23). Bei Kindern und Jugendlichen sollte allerdings auf eine intrasuturale Insertion aufgrund des dort vorliegenden Wachstumszentrums verzichtet werden. Eine Insertion in diesem Bereich könnte zu einer Zerstörung dieses Zentrums führen und ein weiteres Wachstum verhindern (24, 25).

Eine möglichst dünne befestigte Gingiva ist wichtig für eine gute Stabilität eines Mini-Implantates (17). Die Dicke der attached Gingiva des anterioren Gaumen beträgt im Durchschnitt 1 mm (max. 4 mm auf Höhe der Papilla incisiva) und erfüllt damit dieses Kriterium (26). Ein weiterer Vorteil dieser Region ist die geringe Gefäß- und Nervendichte (17), so dass das Verletzungsrisiko umliegender Strukturen minimiert wird. Des Weiteren ist ein ausreichend großes vertikales Knochenangebot unabdingbare Voraussetzung für eine Insertion (17). Insbesondere die Stärke des kortikalen Knochenanteils spielt eine wesentliche Rolle, da sie großen Einfluss auf die Primärstabilität der Minischraube hat (27, 28). So werden in der Literatur bessere Erfolgsraten für Mini-Implantate in Bereichen, in denen das kortikale Knochenangebot mindestens 1 mm beträgt, angegeben (28).

In den vergangenen Jahren wurden viele Studien zu diesem Thema durchgeführt. Definiert wurden Areale des anterioren Gaumens, die die Anforderung eines ausreichend hohen Knochenangebots erfüllen. Nach Untersuchungen von Farnsworth et al. liegt die durchschnittliche kortikale Knochenstärke des Palatinums Jugendlicher bei 1.25 mm und bei Erwachsenen bei 1.42 mm, gemessen 3 mm distal des Foramen incisivum und 3 mm lateral der Sutura (29).

Baumgaertel konnte die Verbindungslinie der anatomischen Kontaktpunkte des ersten und zweiten Molaren (benannt als ML2) in seiner Studie als die Region mit dem größten Gesamtknochenangebot festlegen. Er gab Werte zwischen 7.5 mm und 8.7 mm an. (27). In der Region 6 bis 9 mm posterior des Foramen incisivum und 3 bis 6 mm paramedian der mittleren Gaumensutura lasse sich die höchste Knochenstärke finden, so die Vermessungsergebnisse in der Untersuchung von Bernhart (30). King beschrieb als Ergebnis seiner Studie den Bereich 4 mm distal und 3 mm lateral des Foramen incisivum als den des höchsten Knochniveaus (31). In einem systematischen Review von Winsauer et al. wurden die Ergebnisse vieler Studien miteinander verglichen. Sie legten eine „footprint like area“ des anterioren Gaumens als eine relativ sichere Insertionsregion für Mini-Implantate fest (21). Diese „footprint like area“ erstreckt sich von der Region 3 mm distal des Foramen incisivum und 3 bis 9 mm lateral der mittleren

Gaumensutur bis in den Bereich 12 mm distal des Foramen incisivum und 9 bis 12 mm lateral der Gaumensutur (21).

Dennoch zeigten fast alle Untersuchungen zum palatinalen vertikalen Knochenangebot sehr große individuelle sowie intraindividuelle Abweichungen bei der Knochenstärke auf. Die empfohlenen Regionen dienen nur einer ersten Orientierung. Eine präoperative dreidimensionale Röntgenaufnahme kann daher helfen, eine sichere Diagnose über das vorhandene Knochenangebot zu stellen.

Während der Belastungsphase können bei den Minischrauben minimale Positionsveränderungen auftreten, so dass ein sicherer Abstand zu umliegenden Strukturen eingehalten werden sollte (32).

In der Literatur werden unterschiedliche Empfehlungen für den optimalen Abstand zu anatomischen Strukturen angegeben; diese variieren zwischen 0.5 und 2 mm (32, 33).

Die Erfolgsraten im Gaumen inserierter Minischrauben liegen laut Literatur zwischen 90 % und 98.75 % (22, 34-36).

1.3. Entwicklung und aktueller Stand

Wie oben beschrieben sind die in der Literatur angeführten Bereiche des anterioren Gaumens sowie zusätzliche radiologische Aufnahmen (FRS, DVT) hilfreich, eine sichere Insertionsregion zur Positionierung eines Mini-Implantats festzulegen. Diese Position sicher in vivo zu übertragen, stellte in den vergangenen Jahren eine Herausforderung dar.

Im Jahr 2000 verwendeten Bernhart et al. (30) in ihrer Untersuchung einen Messschieber zur Übertragung der vorab festgelegten Implantatposition auf den Patienten. Das Mini-Implantat wurde im Anschluss Freihand in der markierten Position inseriert (30).

In den folgenden Jahren wurde die Verwendung und Anfertigung von Übertragungsschienen zur Insertion der Mini-Implantate beschrieben. Martin et al. (37) fertigten in ihrer Untersuchung dazu eine Tiefziehschiene mit einer lochförmigen Aussparung im geplanten Insertionsbereich an. In einem ersten Schritt wurden ein Oberkiefergipsmodell des Patienten angefertigt und ein Metallstift median im Gaumen des Gipsmodells eingebracht. Die Positionierung des Stiftes sollte der späteren Implantatposition entsprechen. Anschließend wurde eine Schiene über diesem Modell tiefgezogen. Diese Orientierungsschiene inklusive Metallstift trug der Patient bei der folgenden FRS-Aufnahme. So konnte kontrolliert werden, ob die Implantatposition korrekt gewählt wurde. In einem nächsten Schritt wurde im Bereich der Planungsposition ein Metallstab ins Gipsmodell eingebracht, der im Durchmesser dem Implantat entsprach. Darüber wurde erneut eine Schiene tiefgezogen und ausgearbeitet (37). Diese Übertragungsschiene bot die Möglichkeit zur Bestimmung des korrekten Insertionsortes, jedoch nicht zur Übertragung einer vorbestimmten Angulation.

Tosun et al. (38) nutzten in einer Untersuchung aus dem Jahr 2002 bereits eine Insertionsschablone mit integrierter Bohrhülse. Dazu wurde zunächst am tiefsten Punkt des Gaumens auf einem Oberkiefer-Gipsmodell eine Schiene aus Acrylharz mit einem kugelförmigen Metallmarker hergestellt. Anschließend wurde ein FRS des Patienten mit eingesetzter Schiene angefertigt. Auf Grundlage dieses FRS wurde die Implantatposition festgelegt. Zur Anfertigung der Bohrschablone wurde das Gipsmodell in der Paramedian-Ebene, entlang des Kontaktpunktes des mittleren Inzisivi, zerschnitten. Die röntgenologische Darstellung der Maxilla inklusive der Wurzeln der mittleren Inzisivi wurde mittels Transparentpapiers auf die Schnittfläche des Gipsmodells übertragen. Die Acrylschiene wurde auf das so vorbereitete Modell gesetzt. Mit ihrer Hilfe wurde in der festgelegten Implantatposition in der gewünschten Angulation eine Pilotbohrung vorgenommen. Anschließend wurde eine Bohrhülse in diesem Bereich mit Kunststoff fixiert (38).

Cousley et al. verwendeten in ihrer Arbeit aus dem Jahr 2005 (39) eine Übertragungsschiene mit einer Führungsrinne im Insertionsbereich. Zur Anfertigung wurden als Basisplatte eine herkömmliche herausnehmbare kieferorthopädische Oberkieferplatte aus Acryl mit Adamsklammern im Bereich der Molaren oder alternativ eine Tiefziehschiene verwendet. Im mittleren Gaumenbereich wurde die Basisplatte mit Kunststoff um etwa 1 cm verstärkt. In der Region der geplanten Implantatposition wurde eine Vorbohrung durch die verstärkte Oberkieferplatte auf dem Oberkiefergipsmodell vorgenommen. Zusätzlich sollten zwei Metallstäbe, die senkrecht in die ersten Prämolaren des Modells eingebracht wurden, eine arbiträre Vertikalebene zur Orientierung simulieren. Nach Vorbohrung wurde ein weiterer Metallstab in die präparierte Führungsrinne eingesetzt. Von dem so vorbereiteten Arbeitsmodell wurde im Anschluss ein FRS angefertigt. Danach wurde das FRS des Modells mit dem FRS des Patienten aus der Anfangsdiagnostik verglichen und kontrolliert, ob die anatomischen Strukturen die gewählte Angulation der Bohrung ermöglichen. Daraufhin wurde die Führungsrinne in der Schiene fertiggestellt, so dass das Mittelstück des Insertionschaftes passgenau hindurchgleiten konnte. Zusätzlich erweitert wurde sie nach anterior, um während des Insertionsvorganges eine ausreichende Wasserkühlung zu ermöglichen (39).

Mit zunehmender Digitalisierung in den vergangenen Jahren besteht heute die Möglichkeit, über Zusatzmodule kieferorthopädischer Software-Programme eine digitale Planung der Mini-Implantatposition vorzunehmen. Dazu wird ein digitales Oberkiefermodell mit einem FRS oder DVT überlagert und anschließend das Mini-Implantat virtuell entsprechend der anatomischen Möglichkeiten positioniert. Nach erfolgter Planung sowie dem 3D-Druck eines Positionsmodelles mit integrierten Übertragungspfeilen zur Aufnahme entsprechender Bohrhülsen lässt sich eine Übertragungsschiene im Labor anfertigen. Unterschiedliche Verfahren kommen zum Einsatz, zum Beispiel Tiefziehtechnik oder Ummantelung mit Silikon (40, 41).

Eine Studie von Möhlhenrich et al. (42) von 2020 untersuchte in dem Zusammenhang die Genauigkeit der Übertragung einer digital geplanten Mini-Implantatposition mittels zahngetragener und gingivagetragener Silikonbohrschablone an 20 Körperspenden. Laterale und vertikale Abweichungen der Schraubenposition sowie Winkelabweichungen in der sagittalen und transversalen Richtung wurden beschrieben (42).

Heutzutage besteht die Möglichkeit, eine Insertionsschablone digital zu planen und im Anschluss 3D-drucken zu lassen. Mit diesem Verfahren beschäftigten sich z.B. die Untersuchungen von Maino et al. (43), Cassetta et al. (44) oder Kirnbauer et al. (45). Während Maino und Kirnbauer Fallberichte veröffentlichten, untersuchten Cassetta et al. bei fünf Patienten die

Übertragungsgenauigkeit der Schienen. Die Abweichungen von der Planungsposition wurden dabei jeweils für die Implantatspitze und den Implantatkopf bestimmt, zusätzlich wurden die Gesamtwinkelabweichungen gemessen (44).

2. Fragestellung

Die Planung und Gestaltung der ersten Bohrschablonen zur Insertion eines orthodontischen Mini-Implantates erfolgten sehr aufwendig und ließen vermuten, dass eine genaue Übertragung der Implantat-Planungsposition kaum möglich war.

Im Laufe der vergangenen Jahre konnten sowohl die präoperative Planung zur Positionierung eines Mini-Implantates als auch die Anfertigung entsprechender Insertionsschienen im Zuge der Digitalisierung immer weiter verbessert und vereinfacht werden.

Wie richtig und präzise ist die Übertragung einer digital geplanten Implantatposition? Es lassen sich nur wenige Untersuchungen in der aktuellen Literatur finden, die sich mit diesem Thema beschäftigen. Häufig handelt es sich um Fallberichte, so dass eine konkrete Kontrolle der erreichten Implantatposition ausbleibt.

Ist die Übertragung mittels Insertionsschienen genauer als die der Freihandinsertion?

Zeichnet sich ein komplett digitaler Workflow mit 3D-gedruckter Insertionsschiene durch ein größeres Maß an Richtigkeit und Präzision aus?

Kann eine 3D-gedruckte Schiene, bei der die Bohrhülsen als Tiefenstopp fungieren, genauere Ergebnisse an Implantatspitze und -kopf liefern als Übertragungsschienen mit konfektionierten Bohrhülsen?

Wie äußern sich die Abweichungen zur Planungsposition in den einzelnen Bereichen (Schraubenkopf, -spitze oder Winkelabweichungen) des Mini-Implantates?

Zu diesen Fragestellungen wurden die folgenden Hypothesen formuliert, die in der vorliegenden Untersuchung behandelt werden.

1. Die Mini-Implantat-Insertion mittels 3D-gedruckter Schiene liefert signifikant richtigere und präzisere Werte im Bereich der Schraubenspitze im Vergleich zur Freihandinsertion sowie der Insertion mittels Tiefzieh- und Silikonschienen.
2. Die Mini-Implantat-Insertion mittels 3D-gedruckter Schiene liefert signifikant richtigere und präzisere Werte im Bereich des Schraubenkopfes im Vergleich zur Freihandinsertion sowie der Insertion mittels Tiefzieh- und Silikonschienen.
3. Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedruckt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Winkelabweichung der Schraubenachsen im 3D-Raum im Vergleich zur Freihandinsertion.

4. Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedruckt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Winkelabweichung der Schraubenachsen in der Sagittalebene im Vergleich zur Freihandinsertion.
5. Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedruckt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Winkelabweichung der Schraubenachsen in der Frontalebene im Vergleich zur Freihandinsertion.
6. Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedruckt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Parallelität der Schraubenachsen im Vergleich zur Freihandinsertion.

3. Material und Methoden

Die Versuchsreihen wurden an speziellen 3D-gedruckten Oberkiefermodellen von 17 Patienten, davon $n = 9$ weiblich (52.9 %) und $n = 8$ männlich (47.1 %), durchgeführt. Das Alter der Probanden lag zwischen 20 und 47 Jahren ($M = 32.5$ Jahre). Die Patientenauswahl erfolgte zufällig. Einschlusskriterien waren die vollständigen Angaben zu Alter und Geschlecht der Patienten, vollständige Datensätze mit einem FRS in ausreichender Aufnahmequalität, insbesondere im Bereich der für diese Arbeit relevanten anatomischen Strukturen sowie einem 3D-Intraoral Scan. Ausschlusskriterium war eine Bebänderung der Oberkieferzähne, um vergleichbare Ausgangsbedingungen zu schaffen und eine zusätzliche Retentionssteigerung der Insertionsschienen zu vermeiden. Untersucht wurden die Insertionen mittels drei unterschiedlicher Bohrschablonen (Silikon/Tiefzieh/3D-gedruckt) sowie die Freihandinsertion. Pro Übertragungsmethode wurden zwei parallel angeordnete Mini-Implantate im anterioren Gaumen des jeweiligen Modells eingebracht. Insgesamt wurden 136 Mini-Implantate inseriert. Alle verwendeten diagnostischen Patientenunterlagen wurden dem Datenarchiv der Praxis A+-Kieferorthopädie entnommen und keine einzige diagnostische Aufnahme wurde zum Zwecke dieser Arbeit angefertigt. Das Studiendesign ist retrospektiv.

3.1. Allgemeine Methoden

3.1.1. Versuchsmodelle

Die Versuchsreihen wurden an speziellen Oberkiefermodellen von 17 Patienten durchgeführt. Bei diesen Modellen handelt es sich um 3D-gedruckte In-Vitro-Modelle (Material: Dental Model Resin (beige) von Formlabs; 3D-Drucker: Form 2 SLA 3D-Drucker von Formlabs).

Die Modelle weisen Aussparungen im Bereich der Insertionsregionen auf, die durch knochenähnliches Testmaterial der Firma Sawbones (Schweden) ersetzt wurden. Das Material wurde so ausgewählt, dass es möglichst weitgehend den physikalischen Eigenschaften des menschlichen Knochens entspricht. Es besteht aus einem 1 mm dicken „kortikalen“ Anteil aus glasfaserverstärktem Epoxidharz. Die durchschnittliche Knochendichte im Bereich der Kompakta liegt bei $1.6 - 2.0 \text{ g/cm}^3$ (46). Die Dichte der simulierten Kompakta liegt bei dem Epoxidharz der Firma Sawbones bei 1.64 g/cm^3 (47). Der die Spongiosa imitierende Anteil besteht aus Polyurethanschaum (SRF – solid rigid polyurethane foam) mit der Dichte $30 \text{ pcf} = 0.48 \text{ g/cc}$. Dieser feste Polyurethanschaum stellt laut Herstellerangaben der Firma Sawbones ein alternatives Testmedium zum menschlichen spongiösen Knochen dar. Obwohl es die Struktur des humanen spongiösen Knochens nicht anatomisch abbildet, bietet es dennoch ein beständiges und

einheitliches Material mit Eigenschaften, vergleichbar dem spongiösen Knochen. Somit dient es laut dem Standard F 1839-08 der ASTM International als ideales Material für vergleichende Tests mit Knochenschrauben oder anderen Medizinprodukten (47). Sowohl die Aussparungsbereiche der Versuchsmodelle als auch die passgenaue Gestaltung der Sawbones-Insertionsblöcke wurden mit der 3D-Software Rhinoceros gestaltet. Die CAD/CAM-Fräsung der Insertionsblöcke erfolgte mit dem Fräsgerät Organical Multi5X mit dem CAM-Programm Sum 3D.



Abbildung 2: Arbeitsmodell inkl. Aussparungen für die Sawbones-Knochenblöcke



Abbildung 3: CAD/CAM gefräste Sawbones-Knochenblöcke



Abbildung 4: Arbeitsmodell inkl. Sawbones-Knochenblöcke

3.1.2. Digitale Planung

Voraussetzung zur digitalen Planung der Implantatposition sind ein digitales Modell des Oberkiefers sowie ein digitales FRS oder ein DVT.

Zunächst werden das Oberkiefer-Modell und die FRS-Aufnahme in der dentalen Bildverwaltungssoftware OnyxCeph (Image Instruments) überlagert. Dazu werden korrespondierende Punkte an Modell und FRS markiert und anschließend automatisch über das Programm ausgerichtet. Eine weitere manuelle Nachjustierung ist zu empfehlen.

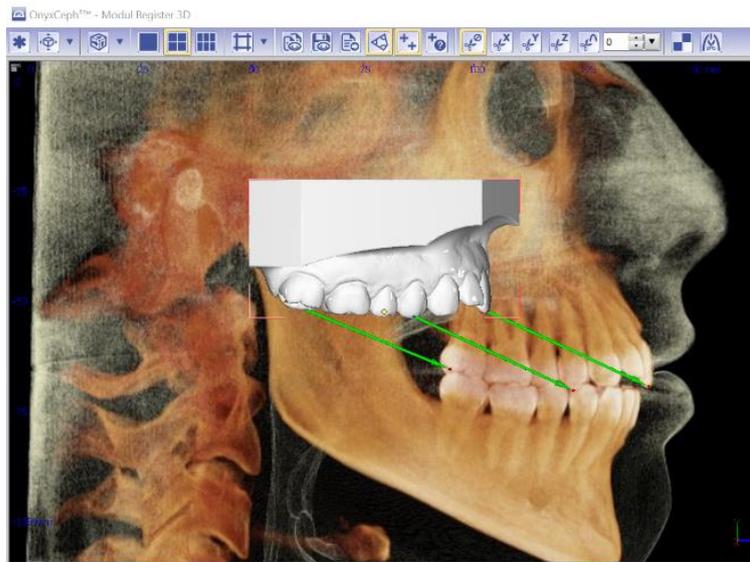


Abbildung 5: Überlagerung FRS mit Modell

Im nächsten Schritt werden aus der Bibliothek des TADmatch-Moduls des Programmes die gewünschten Mini-Implantate ausgewählt. Hier wird eine Vielzahl an Implantaten unterschiedlicher Firmen in verschiedenen Größen und Längen, als Einzelimplantate oder bereits als parallel angeordnetes Implantatpaar mit definiertem Abstand angeboten. Verwendet werden in den Versuchsreihen dieser Arbeit zwei parallel angeordnete OrthoLox-Schrauben (Firma Promedia) der Maße 2.0 x 12 mm mit einem Abstand von 8 mm. Nach erfolgter Auswahl werden die Implantate am Modell unter Berücksichtigung der radiologisch dargestellten Strukturen positioniert. Nach erfolgter Ausrichtung lassen sich über das Programm ein Positions- und ein Montagemodell berechnen, die beide im Anschluss für einen 3D-Druck verfügbar sind.



Abbildung 6: Positionsmodell

Das Positionsmodell (s. Abbildung 6) dient der Übertragungsschienenanfertigung. An diesem Modell befinden sich palatinal zwei Übertragungssäulen zur Aufnahme der konfektionierten Bohrhülsen.

Das Montagemodell stellt das Arbeitsmodell für den Zahntechniker zur Anfertigung der gewünschten kieferorthopädischen Apparatur dar. Das Modell weist palatinal zwei Löcher zur Aufnahme der Laboranaloge auf.

3.1.3. Anfertigung der Insertionsschienen auf dem Positionsmodell

Im ersten Schritt wurde die konfektionierte Bohrhülse (OrthoLox 8 mm von Promedia) auf die Übertragungsposten des Positionsmodells (Material: Dental Model Resin (beige) von Formlabs; 3D-Drucker: Form 2 SLA 3D-Drucker von Formlabs) gesetzt. Da es sich um konfektionierte Hülsen handelt, passen sich diese nicht anatomisch genau den jeweiligen Gaumenstrukturen an und können somit während der Insertion keinen sicheren Tiefenstopp gewährleisten. Die Einhaltung der entsprechend geplanten Insertionstiefe erfolgt durch die visuelle Kontrolle des Kieferorthopäden und die manuelle Insertion der Schraube mittels Ratsche während der letzten Insertionsumdrehungen.



Abbildung 7: konfektionierte Bohrhülse (OrthoLox 8mm) Promedia



Abbildung 8: Positionsmodell inkl. Bohrhülse

3.1.3.1. Silikonschiene

Die auf dem Positionsmodell platzierte Bohrhülse wurde mit einem entsprechenden Silikon (Transpasil von Kaniedenta) umspritzt. Das Silikon wurde so aufgetragen, dass der Gaumen sowie die Kauflächen der Prämolaren und Molaren bedeckt waren, um einen sicheren Halt zu gewährleisten. Wichtig war es, darauf zu achten, dass der vordere Bereich der Hülsen frei von Silikon bleibt, um einen störungsfreien Insertionsablauf zu gewährleisten.



Abbildung 9: Positionsmodell mit Silikonschiene

3.1.3.2. Tiefziehschiene

Starke Unterschnitte der auf den Übertragungspfeilen positionierten Bohrhülse sowie des Modells wurden zunächst minimal mit Thermowachs ausgeblockt. Darüber wurde eine Platzhalterfolie (Isofoliar-SCHEU dental) tiefgezogen und anschließend im Bereich der Bohrhülsen freigeschnitten. Nun wurde eine Schiene (SCHEU dental, Duran 1.5 x 125 mm; Biostar Tiefziehgerät SCHEU dental) auf dem so vorbereiteten Modell tiefgezogen und im Anschluss ausgearbeitet. Auch hier war es wichtig, die Schiene im Bereich der Bohrhülse so freizuschleifen, dass später kein überschüssiges Material den Insertionsvorgang stört.



Abbildung 10: Positionsmodell mit Tiefziehschiene

3.1.3.3. 3D-Schiene

Über das Zusatzmodul OrthoApps 3D der OnyxCeph-Software kann eine Übertragungsschiene digital gestaltet werden. Dabei dient das Modell inklusive der zuvor geplanten und platzierten Mini-Implantate als digitales Arbeitsmodell. Innerhalb des OrthoApp 3D-Moduls lassen sich die zu den OrthoLox-Schrauben korrespondierenden Bohrhülsen auswählen und werden auf den Schrauben positioniert.

Der Vorteil dieser digitalen Bohrhülsenpositionierung ist, dass die Oberkante der Hülse während des Insertionsprozesses als Tiefenstopp fungiert. Dies ist möglich, da die Bohrhülse durch das Programm individuell an die jeweilige Gaumenstruktur angepasst wird.

Im Anschluss an diese Planung wurde basierend auf dieser Grundlage eine Übertragungsschiene digital und individuell gestaltet. Es lassen sich unterschiedliche Stärken für die Schiene einstellen sowie Werte für auszublockende Bereiche variieren, je nach Anforderung (gewählte Schichtstärke

hier: 1.5 mm, Ausblockung 0.5 mm). Die fertiggestaltete Bohrschablone wurde exportiert und 3D-gedruckt (Material Dental LT Clear - Class IIa Long-Term Biocompatible Resin; 3D-Drucker: Form 2 von Formlabs). Um eine solche 3D-gedruckte Schiene intraoral während einer Implantatinsertion anwenden zu dürfen, muss ein biokompatibles sterilisierbares Material (z.B. Dental SG Resin, Formlabs) verwendet werden. Da solche Materialien und die damit verbundenen Aufbereitungsprozesse sehr kostenintensiv sind, wurde im Rahmen dieser Arbeit darauf verzichtet und ein herkömmliches nicht sterilisierbares Kunstharz (Dental LT Clear Resin, Formlabs) zum Druck verwendet. Nach dem Druck wurden die Supports entfernt und die noch vorhandenen Überschüsse vorsichtig mit einer Fräse geglättet.



Abbildung 11: Positionsmodell mit 3D-gedruckter Schiene

3.1.4. Schraubeninsertion

Jede Übertragungsmethode wurde einmal pro OK-Modell durchgeführt.

Zunächst erfolgte die Vorbohrung der Kortikalis/Epoxidharzplatte. Verwendet wurde ein grünes Winkelstück mit einem zur OrthoLox-Schraube korrespondierenden Pilotbohrer von Promedia (Maße: 1.3 x 6 mm). Laut einer Untersuchung von Gantous et al. sollte der Durchmesser des Pilotbohrers 70 – 85 % des Schraubendurchmessers betragen (48). Die Umdrehungszahl lag bei ca. 1500 U_{m}^{-1} . Empfohlen werden in der Literatur Umdrehungszahlen zwischen 500 und 1500 U_{m}^{-1} (4, 5).

Zur Insertion der Schraube wurde ein akkubetriebenes drehmomentbegrenztes Handwinkelstück (Orthonia Electric torque driver – Jeil Medical) mit Implantatschaft (OrthoLox 26 mm für

Winkelstück mit Stopp für Hülse) verwendet. Die Insertion erfolgte bei einer Umdrehungszahl von 27 Um^{-1} . Boehm et al. empfehlen eine maximale Umdrehungszahl von 30 Um^{-1} (4).

Bei der Freihandinsertion sowie den Übertragungsmethoden mittels konfektionierter Bohrhülsen (Tiefzieh- und Silikonschiene) werden, wie oben erwähnt, die letzten Umdrehungen der Schraube manuell mittels Ratsche durchgeführt. Die Kontrolle der geplanten Insertionstiefe erfolgt somit visuell durch den Behandler. Bei der Insertion mittels 3D-gedruckter Schiene ist die korrekte Insertionstiefe hingegen erreicht, sobald die Kante des Insertionsschaftes auf der Oberkante der Bohrhülse zum Anschlag kommt.

3.1.5. Überlagerung

Die Position der am Versuchsmodell inserierten Schrauben wurde mit der ursprünglich in OnyxCeph geplanten Position verglichen. Dazu wurde jedes Versuchsmodell im Anschluss an die Implantatinsertion mit aufgesteckten Scanbodies (OrthoLox) gescannt (Trios Intraoralscanner, 3shape).



Abbildung 12: Arbeitsmodell mit inserierten Schrauben und aufgesteckten Scanbodies

Da die gescannten Versuchsmodelle nicht die Lage der Schraube innerhalb des Modells darstellen können, wurden im OnyxCeph-Programm digitale Schrauben anhand der Scanbodies des Versuchsmodells so ausgerichtet, dass sie der Insertionsposition entsprechen. Dazu wurde zunächst das Planungsmodell inklusive der geplanten Schrauben im TADmatch Modul geöffnet. Anschließend wurde das gescannte Versuchsmodell importiert und mit dem Planungsmodell anhand der Zahnreihen überlagert. Mittels der Software wurden dabei an die Schrauben des

Planungsmodells ebenfalls Scanbodies angefügt. Im nächsten Schritt folgte eine Registrierung über diese Scanbodies. Das bedeutet, dass die Scanbodies des Planungsmodells, an denen die digitalen Schrauben angeheftet sind, an den gescannten Scanbodies ausgerichtet wurden. Somit wurden die digitalen Schrauben in die Insertionsposition gebracht. Es lag also am Ende der Überlagerung ein 3D-Modell mit der Insertionsposition der Schrauben vor, die über die Ausrichtung und Lage der Scanbodies bestimmt wurde.

Bei dem Registrierungsvorgang kommt es softwarebedingt zu minimalen Abweichungen in der Ausrichtung. Wiederholtes Registrieren liefert also minimal abweichende Schraubenpositionen für die implantierte Schraube. Daher wurde jeder Registrierungsvorgang fünfmal wiederholt und anschließend mit dem Mittelwert der Registrierung gerechnet.

3.1.6. Auswertung der Insertion

Die Abweichungen der Schraubenpositionen wurden jeweils am Mittelpunkt des Schraubenkopfes, der Schraubenspitze sowie über die Längsachsen der Schrauben bestimmt. Dazu wurden die Punktkoordinaten sowohl der geplanten als auch der inserierten Schrauben (die über das OnyxCeph-Programm erfasst wurden) über die Exportfunktion im TADmatch-Modul exportiert. Anschließend erfolgte die Berechnung der Abweichungen mit Excel. An Schraubenkopf und -spitze erfolgte die Berechnung mittels der Abstandsgleichungsformel für Vektoren:

$$\frac{\vec{AB}}{|\vec{AB}|} = d = \sqrt{(a_1 - b_1)^2 + (a_2 - b_2)^2 + (a_3 - b_3)^2}$$

Formel 1: Abstandsgleichungsformel für Vektoren

Die Abweichungen werden in mm angegeben. Bestimmt wurden die 3D-Abweichung der Mittelpunkte.

Eine besondere Bedeutung kommt an dieser Stelle den Abweichungen im Bereich der Implantatsspitze zu. Große Abweichungen in dieser Region könnten Verletzungen umliegender Strukturen und Gewebe zur Folge haben.

Die Achsenabweichungen wurden als Winkel im 3D-Raum und zusätzlich, bezogen auf die Frontal- und Sagittalebene, berechnet:

$$\cos \alpha = \frac{\frac{\vec{a} \times \vec{b}}{|\vec{a}| |\vec{b}|}}{\frac{\vec{a} \times \vec{a}}{|\vec{a}| |\vec{a}|}}$$

Formel 2: Berechnung eines Winkels zwischen zwei Vektoren

Die Angabe der Winkelabweichungen erfolgt in Grad. Die Frontalebene spannt sich zwischen der x- und y-Achse auf und die Sagittalebene zwischen der y- und z-Achse. Die Ausrichtung des Koordinatensystems ist durch die OnyxCeph-Software vorgegeben und richtet sich entlang des Planungsmodells aus. Der Koordinatenursprung (0,0,0) findet sich horizontal mittig im Modellsockel und vertikal auf der Okklusionsebene (xz-Ebene). Da die Abweichungen immer in Bezug auf die Implantat-Planungsposition ermittelt wurden, spielt der Koordinatenursprung in diesem Fall eine untergeordnete Rolle.

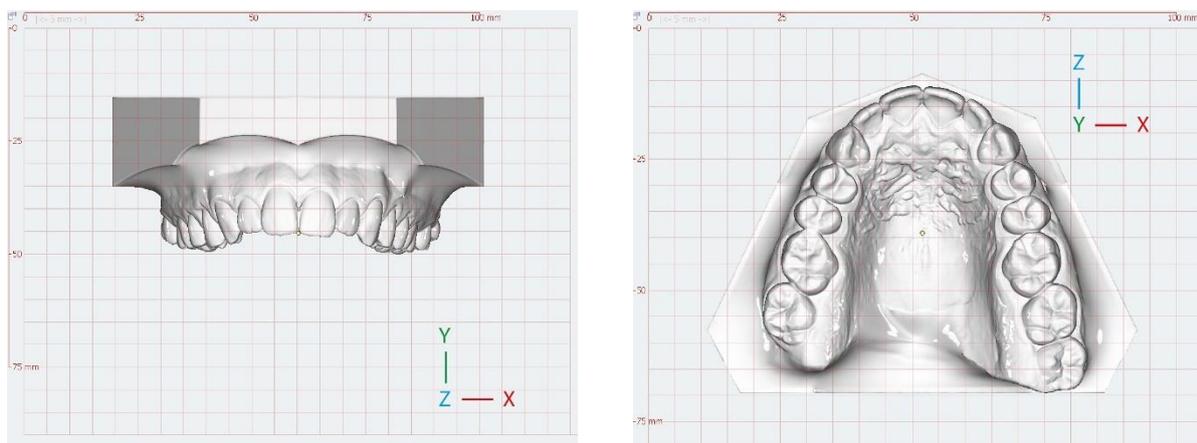


Abbildung 13: Ausrichtung Koordinatensystem (links: Frontalansicht, rechts: Okklusalanzeige)

Untersucht wurde jeweils der Winkel zwischen der geplanten Implantat-Achse und der Achse der inserierten Schraube. Zusätzlich wurden die Winkelabweichungen der beiden Schrauben eines Implantatpaares berechnet. So konnte festgestellt werden, ob und inwieweit sich die Parallelität der geplanten Schrauben bei der Insertion umsetzen ließ.

3.1.7. Statistische Methoden

Zur statistischen Auswertung wurde das Programm IBM SPSS Statistics, Version 23 genutzt. Die Werte der Abweichungen zwischen der Planungs- und der Insertionsposition wurden jeweils getrennt für die Schrauben der linken und rechten Seite angegeben. Berechnet wurden der Mittelwert (M) und die Standardabweichung (SD) sowie das Maximum (Max) und Minimum (Min) der jeweiligen Abweichung. Zur Bestimmung, ob Mittelwertsunterschiede statistisch signifikant waren, wurde der t-Test verwendet, wobei das Signifikanzniveau auf $\alpha = 5\%$ festgelegt wurde.

Zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit und Reliabilität der Insertionsmethoden wurden zwei Konzepte angewandt. Zum einen erfolgte die Berechnung des Mittelwertes der Abweichungen

von der Planungsposition zur Überprüfung der Richtigkeit. Je kleiner der Mittelwert der Abweichungen ist desto besser. Zum anderen wurden die Standardabweichungen berechnet, um die Präzision der Methoden zu untersuchen. Je kleiner die Standardabweichungen desto präziser ist die Methode. Gemeinsam betrachtet lässt sich so aus der Richtigkeit und der Präzision eine Aussage über die Genauigkeit der verwendeten Insertionsmethoden treffen.

Zur anschaulichen Darstellung der Abweichungen und Streuungen wurden zusätzlich angepasste Fehlerbalkendiagramme verwendet. Zur Bestimmung der Signifikanz der Abweichungen zwischen den einzelnen Übertragungsmethoden bezüglich der Mittelwerte wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (*ANOVA*) mit Messwiederholung und anschließendem paarweisen Vergleich der geschätzten Randmittel vorgenommen. Um zu untersuchen, ob signifikante Unterschiede zwischen den vier Methoden hinsichtlich der Streuung zu finden sind, wurden Vergleiche der Varianzen und dadurch der Streuungen über Likelihood-Ratio-Tests durchgeführt.

3.2. Spezifische Methoden

3.2.1. Abweichungen an der Schraubenspitze

Den Abweichungen im Bereich der Implantatspitze wird eine besondere Bedeutung beigemessen. Große Abweichungen in dieser Region könnten Verletzungen umliegender Strukturen und Gewebe zur Folge haben.

Zur Bestimmung der Abweichungen wurde, wie in Kapitel 3.1.6. beschrieben, die Abstandsgleichungsformel für Vektoren genutzt (s. Formel 1). Dazu wurden die Koordinaten des Mittelpunktes der Schraubenspitze sowohl des geplanten als auch des inserierten Mini-Implantates in die Formel eingesetzt. Die Berechnung erfolgte mittels Excel und wird als 3D-Abweichung in mm angegeben. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Software SPSS verwendet.

3.2.2. Abweichungen am Schraubenkopf

Die Abweichungen am Schraubenkopf wurden, wie in Kapitel 3.1.6. angegeben, mittels der Abstandsgleichungsformel für Vektoren bestimmt (s. Formel 1). Die Mittelpunktkoordinaten des Schraubenkopfes der geplanten sowie der inserierten Schraube wurden dazu in die Formel eingesetzt. Die Berechnung erfolgte mittels Excel und wird als 3D-Abweichung in mm angegeben. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Software SPSS verwendet.

3.2.3. Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum

Die Gesamtwinkelabweichung wurde, bereits in Kapitel 3.1.6. beschrieben, mit der Formel zur Berechnung eines Winkels zwischen zwei Vektoren bestimmt (s. Formel 2). Dazu wurden zunächst die Richtungsvektoren der geplanten und inserierten Schrauben berechnet. Diese Richtungsvektoren wurden anschließend zur Errechnung der Winkelabweichung genutzt. Die Berechnungen erfolgten mittels Excel und werden in Grad angegeben. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Software SPSS verwendet.

3.2.4. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene

Für die Sagittalebene, die sich zwischen der y- und z-Achse aufspannt, wurde die Winkelabweichung, wie in Kapitel 3.1.6. dargestellt, mit der Formel zur Berechnung eines Winkels zwischen zwei Vektoren berechnet (s. Formel 2). Dazu wurden zunächst die Richtungsvektoren der geplanten und inserierten Schrauben, reduziert auf die y- und z-Koordinaten, berechnet. Diese Richtungsvektoren wurden anschließend zur Errechnung der

Winkelabweichung genutzt. Die Berechnungen erfolgten mittels Excel und werden in Grad angegeben. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Software SPSS verwendet.

3.2.5. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene

Für die Frontalebene, die sich zwischen der x- und y-Achse aufspannt, wurde die Winkelabweichung wie in Kapitel 3.1.6. (s. Formel 2) beschrieben mit der Formel zur Berechnung eines Winkels zwischen zwei Vektoren berechnet. Dazu wurden zunächst die Richtungsvektoren der geplanten und inserierten Schrauben, reduziert auf die x- und y-Koordinaten, berechnet. Diese Richtungsvektoren wurden anschließend zur Errechnung der Winkelabweichung genutzt. Die Berechnungen erfolgten mittels Excel und werden in Grad angegeben. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Software SPSS verwendet.

3.2.6. Parallelität der Schraubenachse

Berechnet wurden die Winkelabweichungen der Schraubenachsen eines Implantatpaares (s. Formel 2, Kapitel 3.1.6.). So konnte festgestellt werden, ob und inwieweit sich die Parallelität der geplanten Schrauben bei der Insertion umsetzen ließ. Dazu wurden zunächst die Richtungsvektoren der beiden geplanten Schraubenachsen berechnet. Diese Richtungsvektoren wurden anschließend zur Errechnung der Winkelabweichung genutzt. Die Berechnungen erfolgten mittels Excel und werden in Grad angegeben. Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Software SPSS verwendet.

4. Ergebnisse

Die Einstichproben-t-Tests zeigen, dass alle Übertragungsmethoden ausnahmslos signifikante Unterschiede in jeder der betrachteten Richtungen und Ebenen im Vergleich zur Planung aufweisen ($p \leq .002$ - s. Tabellen 1 - 6). Keine der Insertionsmethoden konnte die Planungsposition erreichen.

	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
Freihand / rechts	8.516	16	< .001
Silikon / rechts	12.953	16	< .001
Tiefzieh / rechts	11.071	16	< .001
3D / rechts	18.150	16	< .001
Freihand / links	10.021	16	< .001
Silikon / links	9.916	16	< .001
Tiefzieh / links	8.936	16	< .001
3D / links	15.930	16	< .001

*Tabelle 1: Schraubenspitze: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests, ob sich die Abweichungen der Insertionsmethoden signifikant vom Wert 0 unterscheiden, aufgebrochen nach rechter und linker Seite; statistische Signifikanz ist **fett** markiert*

	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
Freihand / rechts	13.964	16	< .001
Silikon / rechts	10.567	16	< .001
Tiefzieh /rechts	10.271	16	< .001
3D /rechts	17.882	16	< .001
Freihand / links	13.016	16	< .001
Silikon / links	11.119	16	< .001
Tiefzieh /links	8.722	16	< .001
3D / links	12.772	16	< .001

*Tabelle 2: Schraubenkopf: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests , ob sich die Abweichungen der Insertionsmethoden signifikant vom Wert 0 unterscheiden, aufgebrochen nach rechter und linker Seite; statistische Signifikanz ist **fett** markiert*

	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
Freihand / rechts	6.600	16	< .001
Silikon / rechts	5.498	16	< .001
Tiefzieh / rechts	5.531	16	< .001
3D / rechts	8.141	16	< .001
Freihand / links	5.534	16	< .001
Silikon / links	6.619	16	< .001
Tiefzieh / links	5.535	16	< .001
3D / links	6.652	16	< .001

Tabelle 3: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests, ob sich die Abweichungen der Insertionsmethoden signifikant vom Wert 0 unterscheiden, aufgebrochen nach rechter und linker Seite; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
Freihand / rechts	5.512	16	< .001
Silikon / rechts	5.074	16	< .001
Tiefzieh / rechts	5.324	16	< .001
3D / rechts	7.851	16	< .001
Freihand / links	5.193	16	< .001
Silikon / links	4.291	16	.001
Tiefzieh / links	3.819	16	.002
3D / links	5.699	16	< .001

Tabelle 4: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests, ob sich die Abweichungen der Insertionsmethoden signifikant vom Wert 0 unterscheiden, aufgebrochen nach rechter und linker Seite; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
Freihand / rechts	7.650	16	< .001
Silikon / rechts	7.144	16	< .001
Tiefzieh / rechts	7.745	16	< .001
3D / rechts	13.841	16	< .001
Freihand / links	6.226	16	< .001
Silikon / links	9.437	16	< .001
Tiefzieh / links	6.551	16	< .001
3D / links	7.552	16	< .001

Tabelle 5: Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Ergebnisse der Einstichproben-t-Tests, ob sich die Abweichungen der Insertionsmethoden signifikant vom Wert 0 unterscheiden, aufgebrochen nach rechter und linker Seite; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
Parallelität_Freihand	7.957	16	< .001
Parallelität_Silikon	8.734	16	< .001
Parallelität_Tiefzieh	8.623	16	< .001
Parallelität_3D	9.263	16	< .001

*Tabelle 6: Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Ergebnisse des Einstichproben-t-Tests, ob sich die Abweichungen der Insertionsmethoden signifikant vom Wert 0 unterscheiden; statistische Signifikanz ist **fett** markiert*

4.1 Abweichungen an der Schraubenspitze

4.1.1 Freihand

Die Freihandinsertion zeigte Abweichungen im Mittelwert von $M = 1.78$ mm (rechts) und $M = 1.74$ mm (links). Im Vergleich zur Übertragung mittels 3D-Schiene mit Werten $M = 1.18$ mm (rechts) und $M = 1.14$ mm (links) waren diese Werte statistisch signifikant größer. Die p -Werte lagen hier bei $p = .02$ (rechts) und $p = .003$ (links). Sowohl die Silikonschienen- als auch die Tiefziehschieneninsertionstechnik wiesen keine statistisch signifikanten Mittelwertsunterschiede zur Freihandinsertion auf (s. Tabelle 2 und 3).

Die Standardabweichung lag bei Werten von $SD = 0.86$ mm (rechts) und $SD = 0.71$ mm (links). Die Freihandinsertion zeigte damit hochsignifikant unpräzisere Werte ($p < .001$ rechts und $p = .001$ links), verglichen mit der 3D-Schieneninsertion ($SD = 0.27$ mm rechts und $SD = 0.30$ mm links). Die Unterschiede zur Übertragung mittels Silikon- und Tiefziehschiene waren auch hier statistisch nicht signifikant (s. Tabelle 4).

4.1.2 Silikonschiene

Für die Silikonschieneninsertion ergaben sich Mittelwerte von $M = 1.70$ mm (rechts) und $M = 1.54$ mm (links). Sie zeigte damit signifikant abweichende Werte im Vergleich zur Insertion mittels 3D-Schiene ($M = 1.18$ mm rechts und $M = 1.14$ mm links). Die p -Werte lagen hier bei $p = .002$ (rechts) und $p = .045$ (links).

Im Vergleich zur Tiefziehschienen- sowie Freihandinsertion konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden (s. Tabelle 2 und 3).

Die Standardabweichung wies Werte von $SD = 0.54$ mm (rechts) und $SD = 0.64$ mm (links) auf. Diese Abweichungen waren signifikant größer ($p = .006$ rechts und $p = .003$ links) als bei der 3D-Schienen-Übertragung mit Werten von $SD = 0.27$ mm (rechts) und $SD = 0.30$ mm (links). Verglichen mit den Streuungswerten der Insertionstechniken Freihand und Tiefziehschiene zeigten sich keine statistisch signifikanten Differenzen (s. Tabelle 4).

4.1.3 Tiefziehschiene

Die Mittelwerte lagen bei $M = 1.45$ mm (rechts) und $M = 1.28$ mm (links). Es wurden keine statistisch signifikanten Abweichungen zu den Mittelwerten der anderen drei Übertragungsmethoden festgestellt (s. Tabelle 2 und 3).

Bei der Standardabweichung ergaben sich Werte von $SD = 0.54$ mm (rechts) und $SD = 0.59$ mm (links). Im Vergleich zur Insertion mittels 3D-Schiene ($SD = 0.27$ mm rechts und $SD = 0.30$ mm links) waren diese Werte signifikant unpräziser. Der p -Wert lag hier bei $p = .007$ (rechts) und

$p = .005$ (links). Verglichen mit der Freihand- sowie Silikonschientechnik zeigten sich keine signifikanten Unterschiede (s. Tabelle 4).

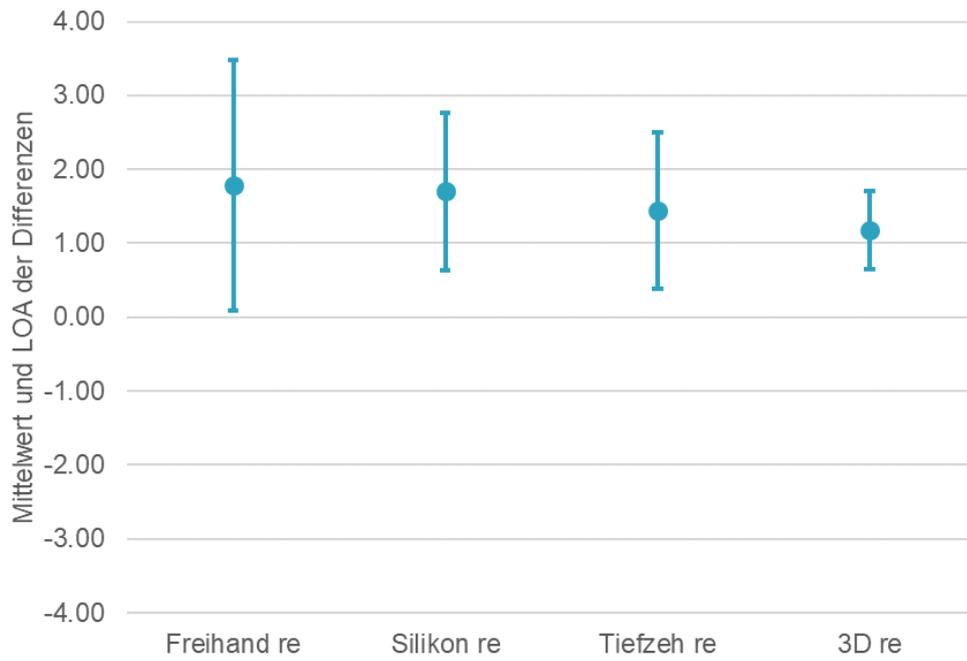
4.1.4 3D-Schiene

Die Mittelwerte der 3D-Schienenübertragung lagen bei $M = 1.18$ mm (rechts) und $M = 1.14$ mm (links). Sie waren damit signifikant kleiner als die der Freihandinsertion ($M = 1.78$ mm rechts und $M = 1.74$ mm links) sowie der Übertragung mittels Silikonschiene ($M = 1.70$ mm rechts und $M = 1.54$ mm links) (vgl. p -Werte Tabelle 2 und 3). Verglichen mit der Tiefziehschieneninsertion konnte kein statistisch signifikanter Unterschied aufgewiesen werden (s. Tabelle 2 und 3).

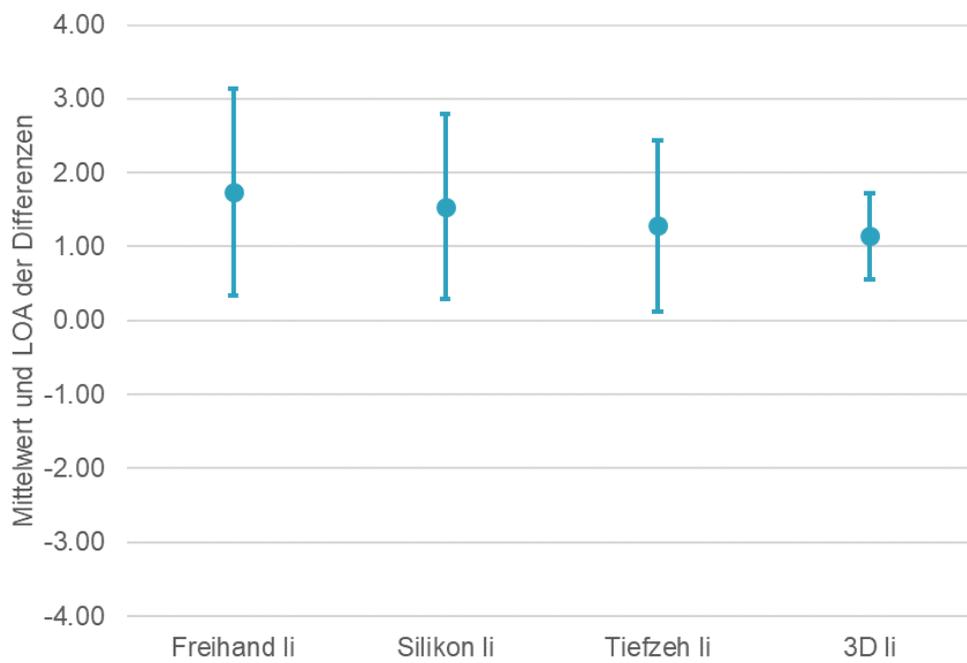
Die Standardabweichungen zeigten Werte von $SD = 0.27$ mm (rechts) und $SD = 0.30$ mm (links). Diese Abweichungen waren signifikant geringer als bei allen anderen getesteten Insertionstechniken (s. Tabelle 4). Das bedeutet, die Übertragung mittels 3D-gedruckter Schiene liefert präzisere und reproduzierbarere Ergebnisse als alle anderen getesteten Insertionsmethoden (s. Tabelle 1).

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Freihand / rechts	0.37	3.58	1.78	0.86
Silikon / rechts	0.79	2.67	1.70	0.54
Tiefzieh / rechts	0.62	2.59	1.45	0.54
3D / rechts	0.85	1.85	1.18	0.27
Freihand / links	0.84	3.40	1.74	0.71
Silikon / links	0.43	2.49	1.54	0.64
Tiefzieh / links	0.34	2.20	1.28	0.59
3D / links	0.65	1.83	1.14	0.30

Tabelle 7: Schraubenspitze: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung, aufgebrochen nach rechter und linker Seite



Grafik 1: Mittelwerte und LOA der Abweichungen der Schraubenspitze, Seite: rechts



Grafik 2: Mittelwerte und LOA der Abweichungen der Schraubenspitze, Seite: links

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	0.08	.73
	Tiefzieh	0.34	.13
	3D	0.61	.02
Silikon	Tiefzieh	0.25	.09
	3D	0.52	.002
Tiefzieh	3D	0.27	.09

Tabelle 8: Schraubenspitze: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	0.196	.41
	Tiefzieh	0.455	.08
	3D	0.596	.003
Silikon	Tiefzieh	0.260	.07
	3D	0.400	.045
Tiefzieh	3D	0.141	.44

Tabelle 9: Schraubenspitze: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

Seite	Insertionsmethode 1	<i>SD</i> 1	Insertionsmethode 2	<i>SD</i> 2	χ^2	<i>p</i>
rechts	Freihand	0.86	Silikon	0.54	3.39	.066
rechts	Freihand	0.86	Tiefzieh	0.54	3.76	.052
rechts	Freihand	0.86	3D	0.27	18.41	< .001
rechts	Silikon	0.54	Tiefzieh	0.54	0.001	.982
rechts	Silikon	0.54	3D	0.27	7.48	.006
rechts	Tiefzieh	0.54	3D	0.27	7.28	.007
links	Freihand	0.71	Silikon	0.64	0.19	.664
links	Freihand	0.71	Tiefzieh	0.59	0.58	.445
links	Freihand	0.71	3D	0.3	11.65	.001
links	Silikon	0.64	Tiefzieh	0.59	0.16	.689
links	Silikon	0.64	3D	0.3	9.08	.003
links	Tiefzieh	0.59	3D	0.3	7.73	.005

Tabelle 10: Schraubenspitze: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

4.2 Abweichungen am Schraubenkopf

4.2.1 Freihand

Die Abweichungen lagen im Mittelwert bei $M = 1.56$ mm (rechts) und $M = 1.55$ mm (links). Diese Werte waren im Vergleich zu allen anderen getesteten Übertragungsmethoden statistisch signifikant größer (vgl. M -Werte Tabelle 5, vgl. p -Werte Tabelle 6 und 7).

Die Standardabweichung ergab Werte von $SD = 0.46$ mm (rechts) und $SD = 0.49$ mm (links). Im Vergleich zur 3D-Schienen-Insertion ($SD = 0.19$ mm rechts und $SD = 0.26$ mm links) wurden damit signifikant unpräzisere Werte erzielt. Das zeigte sich mit p -Werten von $p = .001$ (rechts) und $p = .016$ (links). Die anderen Übertragungsmethoden wiesen hier keine statistisch signifikanten Unterschiede zur Freihandinsertion auf (s. Tabelle 8).

4.2.2 Silikonschiene

Für die Silikonschieneninsertion zeigten sich Mittelwerte von $M = 1.26$ mm (rechts) und $M = 1.18$ mm (links). Verglichen mit der Freihandinsertion mit Werten von $M = 1.56$ mm (rechts) und $M = 1.55$ mm (links) waren diese Abweichungen signifikant kleiner ($p = .032$ rechts und $p = .016$ links). Im Vergleich zur 3D-Schieneninsertion mit $M = 0.83$ mm (rechts) und $M = 0.82$ mm (links) waren die Werte hingegen signifikant größer ($p = .002$ rechts und $p = .010$ links). Zur Tiefziehschienen-Insertionstechnik ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied feststellen (vgl. p -Wert Tabellen 6 und 7).

Die Standardabweichungen lagen bei $SD = 0.49$ mm (rechts) und $SD = 0.44$ mm (links). Diese Werte waren statistisch signifikant unpräziser als die der 3D-Schieneninsertion mit $SD = 0.19$ mm (rechts) und $SD = 0.26$ mm (links). Das zeigten die p -Werte mit $p < .001$ (rechts) und $p = .048$ (links). Die anderen Übertragungsmethoden unterschieden sich nicht signifikant von der Silikonschientechnik (s. Tabelle 8).

4.2.3 Tiefziehschiene

Die Tiefziehschientechnik lieferte Mittelwerte von $M = 1.08$ mm (rechts) und $M = 1.04$ mm (links). Im Vergleich zur Freihandinsertion mit $M = 1.56$ mm (rechts) und $M = 1.55$ mm (links) waren diese Werte signifikant kleiner ($p = .002$ rechts und $p = .008$ links). Verglichen mit der 3D-Schientechnik ($M = 0.83$ mm rechts und $M = 0.82$ mm links) hingegen zeigte sich für die rechte Schraube ein signifikant größerer Mittelwert. Dies wurde über den p -Wert von $p = .024$ (rechts) deutlich. Für die linksseitig inserierten Schrauben der 3D-Schientechnik sowie die

Silikonschienenmethode wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt (s. Tabellen 6 und 7).

Die Standardabweichungen bei der Tiefziehschientechnik lagen bei $SD = 0.43$ mm (rechts) und $SD = 0.49$ mm (links). Diese Werte waren signifikant größer als die der 3D-Schieneninsertion mit $SD = 0.19$ mm (rechts) und $SD = 0.26$ mm (links) (vgl. p -Werte Tabelle 6 und 7). Die Freihand- und Silikonschieneninsertion unterschieden sich in der Standardabweichung nicht signifikant von der Tiefziehschienenmethode (s. Tabelle 8).

4.2.4 3D-Schiene

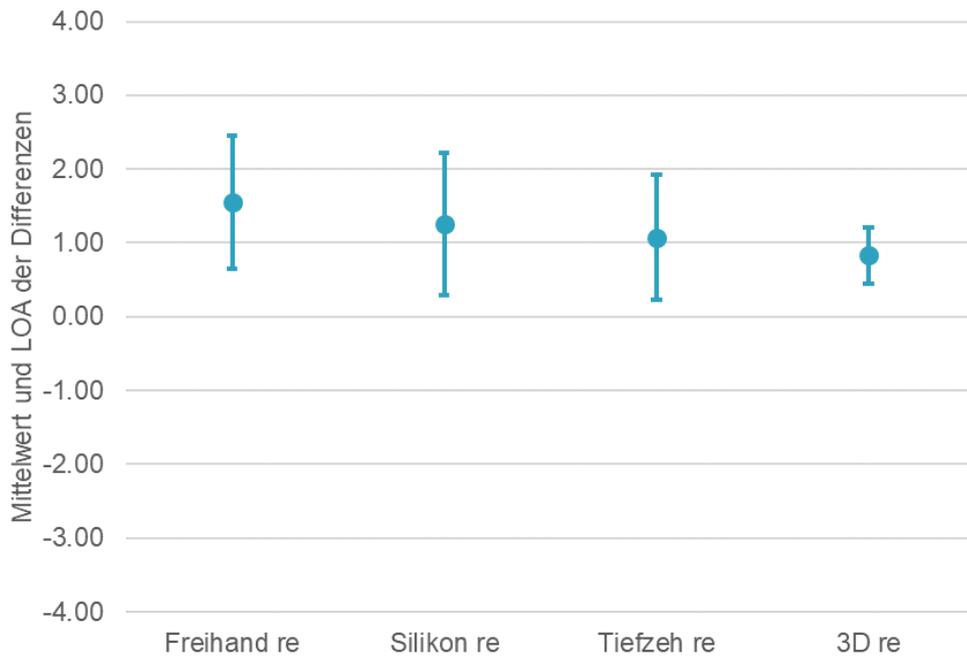
Die Mittelwerte für die 3D-Schientechnik lagen bei $M = 0.83$ mm (rechts) und $M = 0.82$ mm (links). Diese Werte waren signifikant kleiner als die der Freihand- und Silikonschienenübertragung (vgl. p -Werte Tabellen 6 und 7). Ebenfalls im Vergleich zum Mittelwert der rechten Schraube der Tiefziehschientechnik ergab sich über die Berechnung des p -Wertes eine signifikant kleinere Abweichung (s. Tabellen 6 und 7).

Die Werte der Standardabweichung lagen bei $SD = 0.19$ mm (rechts) und $SD = 0.26$ mm (links). Damit waren sie signifikant kleiner als die aller anderen Insertionsmethoden (s. Tabelle 8).

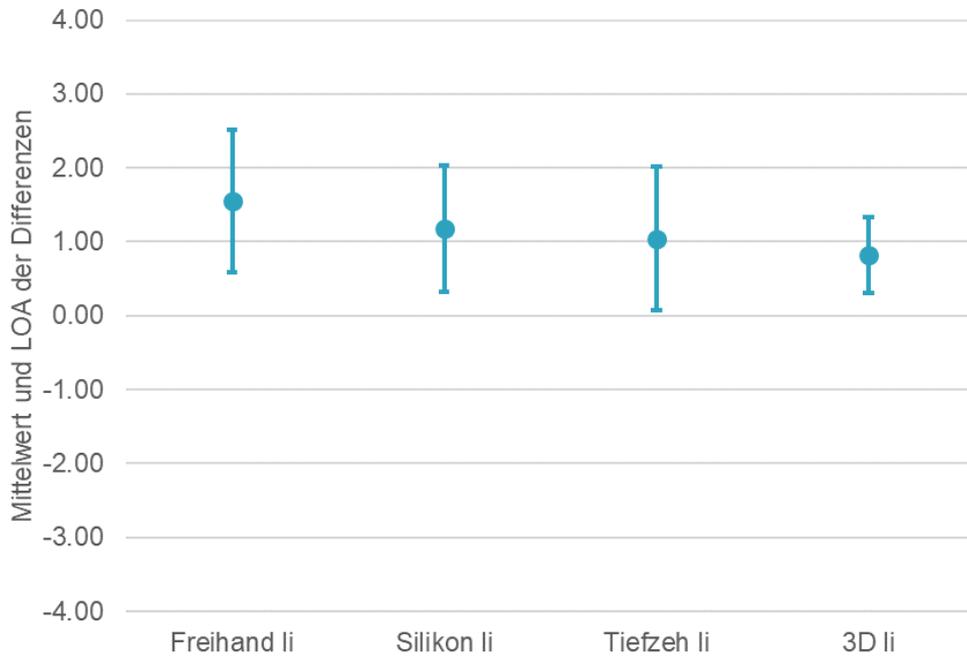
Es zeigt sich also eine deutlich bessere Präzision dieser Übertragungsmethode im Vergleich zur Freihandinsertion und den Implantationen mittels Silikon- und Tiefziehschiene (s. Tabelle 5).

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Freihand / rechts	0.62	2.50	1.56	0.46
Silikon / rechts	0.58	2.45	1.26	0.49
Tiefzieh / rechts	0.37	1.91	1.08	0.43
3D / rechts	0.43	1.11	0.83	0.19
Freihand / links	1.01	2.68	1.55	0.49
Silikon / links	0.63	2.18	1.18	0.44
Tiefzieh / links	0.20	2.01	1.04	0.49
3D / links	0.39	1.24	0.82	0.26

Tabelle 11: Schraubenkopf: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung, aufgebrochen nach rechter und linker Seite



Grafik 3: Mittelwerte und LOA der Abweichungen am Schraubenkopf, Seite: rechts



Grafik 4: Mittelwerte und LOA der Abweichungen am Schraubenkopf, Seite: links

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	0.294	.032
	Tiefzieh	0.480	.002
	3D	0.727	< .001
Silikon	Tiefzieh	0.186	.083
	3D	0.433	.002
Tiefzieh	3D	0.247	.024

Tabelle 12: Schraubenkopf: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	0.366	.016
	Tiefzieh	0.504	.008
	3D	0.728	< .001
Silikon	Tiefzieh	0.139	.069
	3D	0.362	.010
Tiefzieh	3D	0.224	.098

Tabelle 13: Schraubenkopf: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

Seite	Insertionsmethode 1	<i>SD</i> 1	Insertionsmethode 2	<i>SD</i> 2	χ^2	<i>p</i>
rechts	Freihand	0.46	Silikon	0.49	0.09	.762
rechts	Freihand	0.46	Tiefzieh	0.43	0.07	.797
rechts	Freihand	0.86	3D	0.19	11.43	.001
rechts	Silikon	0.49	Tiefzieh	0.43	0.43	.512
rechts	Silikon	0.49	3D	0.19	12.83	< .001
rechts	Tiefzieh	0.43	3D	0.19	10.57	.001
links	Freihand	0.49	Silikon	0.44	0.22	.642
links	Freihand	0.49	Tiefzieh	0.49	0.001	.981
links	Freihand	0.49	3D	0.26	5.77	.016
links	Silikon	0.44	Tiefzieh	0.49	0.64	.425
links	Silikon	0.44	3D	0.26	3.91	.048
links	Tiefzieh	0.49	3D	0.26	5.95	.015

Tabelle 14: Schraubenkopf: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

4.3 Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum

4.3.1 Freihandinsertion

Der Mittelwert der Winkelabweichungen lag bei $M = 8.88^\circ$ (rechts) und $M = 7.70^\circ$ (links). Diese Werte erwiesen sich als signifikant größer als die aller anderen Insertionsmethoden (s. Tabelle 9, 10 und 11).

Die Standardabweichung zeigte Werte von $SD = 4.79^\circ$ (rechts) und $SD = 5.10^\circ$ (links). Im Vergleich zu den übrigen getesteten Methoden fiel die Streuung hier statistisch signifikant größer aus (s. Tabelle 9 und 12).

4.3.2 Silikonschiene

Die Insertion mittels Silikonschiene lieferte Mittelwerte von $M = 4.15^\circ$ (rechts) und $M = 4.04^\circ$ (links). Diese waren etwa nur halb so groß wie die der Freihandinsertion ($M = 8.88^\circ$ rechts und $M = 7.70^\circ$ links) und damit signifikant kleiner ($p = .002$ rechts und $p = .007$ links). Der Mittelwert für die Abweichung der linksseitig inserierten Schrauben ($M = 4.04^\circ$) unterschied sich zusätzlich signifikant von dem der 3D-Schieneninsertion ($M = 2.73^\circ$ links) (vgl. p -Wert Tabelle 11).

Die Standardabweichungen lagen bei $SD = 2.40^\circ$ (rechts) und $SD = 1.77^\circ$ (links). Sie unterschieden sich signifikant von den größeren Werten der Freihandinsertion mit $SD = 8.88^\circ$ (rechts) und $SD = 7.70^\circ$ (links) (vgl. p -Werte Tabelle 12). Im Vergleich zur 3D-Schienenübertragung mit $SD = 0.90^\circ$ (rechts) war die Streuung für die Schrauben der rechten Seite statistisch signifikant größer ($p < .001$).

4.3.3 Tiefziehschiene

Der Mittelwert lag bei $M = 3.61^\circ$ (rechts) und $M = 2.76^\circ$ (links). Diese Werte waren signifikant kleiner als die der Freihandinsertion mit $M = 8.88^\circ$ (rechts) und $M = 7.70^\circ$ (links) (vgl. p -Werte Tabelle 10 und 11). Im Vergleich zu den anderen Übertragungsmethoden zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede (s. Tabelle 9, 10 und 11).

Die Standardabweichung zeigte Werte von $SD = 1.92^\circ$ (rechts) und $SD = 1.74^\circ$ (links). Diese Abweichungen waren signifikant geringer als bei der Freihandinsertion mit $SD = 4.79^\circ$ (rechts) und $SD = 5.10^\circ$ (links) (vgl. p -Werte Tabelle 10 und 11). Im Vergleich zur 3D-Schienenübertragung mit $SD = 0.90^\circ$ (rechts) war die Standardabweichung für die rechte Schraube jedoch signifikant größer ($p = .003$).

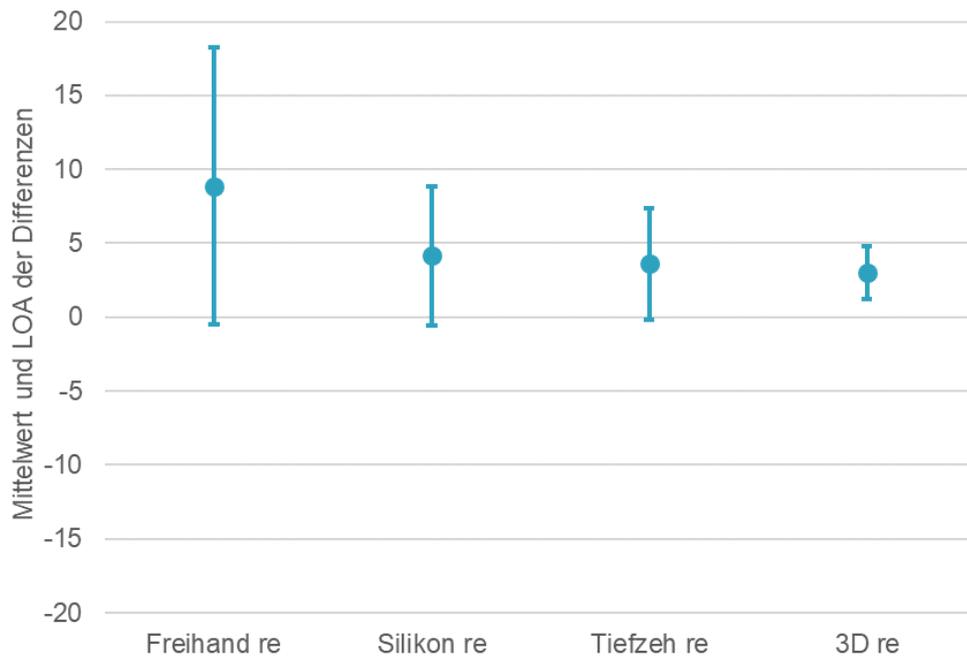
4.3.4 3D-Schiene

Bei der 3D-Schieneninsertionstechnik zeigten sich Abweichungen im Mittelwert von $M = 3.02^\circ$ (rechts) und $M = 2.73^\circ$ (links). Im Vergleich zur Freihandinsertion mit $M = 8.88^\circ$ (rechts) und $M = 7.70^\circ$ (links) fielen diese Werte signifikant geringer aus (s. Tabelle 10 und 11). Auch die Abweichung der linksseitig inserierten Schrauben mittels Silikonschiene ($M = 4.04^\circ$) unterschieden sich statistisch signifikant ($p = .032$).

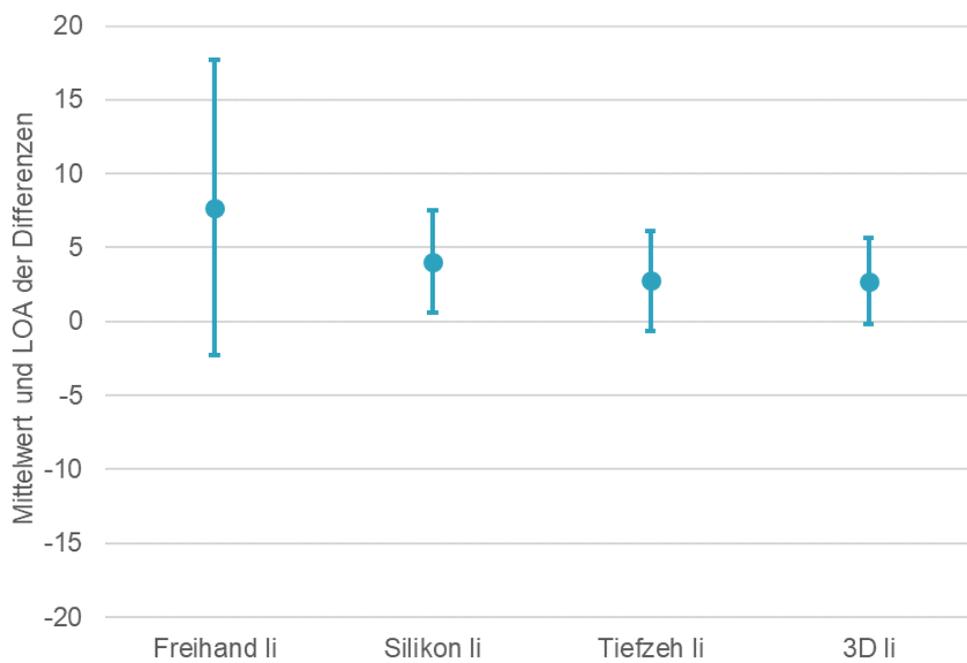
Die Standardabweichung lag bei $SD = 0.90^\circ$ (rechts) und $SD = 1.49^\circ$ (links) und war signifikant geringer als bei der Freihandinsertion mit $SD = 4.79^\circ$ (rechts) und $SD = 5.10^\circ$ (links) (vgl. p -Werte Tabelle 10 und 11). Für die Schrauben der rechten Seite war der Wert auch im Vergleich zur Silikon- und Tiefziehschientechnik statistisch signifikant kleiner (s. Tabelle 9 und 12).

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Freihand / rechts	2.45	21.72	8.88	4.79
Silikon / rechts	0.28	8.41	4.15	2.40
Tiefzieh / rechts	0.89	7.64	3.61	1.92
3D / rechts	1.79	4.86	3.02	0.90
Freihand / links	0.62	22.32	7.70	5.10
Silikon / links	0.58	6.60	4.04	1.77
Tiefzieh / links	0.65	6.77	2.76	1.74
3D / links	0.70	6.44	2.73	1.49

Tabelle 15: Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung, aufgebrochen nach rechter und linker Seite



Grafik 5: Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum, Seite: rechts



Grafik 6: Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum, Seite: links

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	4.731	.002
	Tiefzieh	5.267	<.001
	3D	5.861	<.001
Silikon	Tiefzieh	0.536	.471
	3D	1.130	.056
Tiefzieh	3D	0.594	.314

Tabelle 16: Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	3.656	.007
	Tiefzieh	4.943	.003
	3D	4.974	.001
Silikon	Tiefzieh	1.287	.062
	3D	1.318	.032
Tiefzieh	3D	0.031	.959

Tabelle 17: Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

Seite	Insertionsmethode 1	SD 1	Insertionsmethode 2	SD 2	χ^2	<i>p</i>
rechts	Freihand	4.79	Silikon	2.40	7.13	.008
rechts	Freihand	4.79	Tiefzieh	1.92	17.32	<.001
rechts	Freihand	4.79	3D	0.90	32.42	<.001
rechts	Silikon	2.40	Tiefzieh	1.92	0.76	.382
rechts	Silikon	2.40	3D	0.90	14.46	<.001
rechts	Tiefzieh	1.92	3D	0.90	9.10	.003
links	Freihand	5.10	Silikon	1.77	16.40	<.001
links	Freihand	5.10	Tiefzieh	1.74	16.54	<.001
links	Freihand	5.10	3D	1.49	20.93	<.001
links	Silikon	1.77	Tiefzieh	1.74	0.01	.942
links	Silikon	1.77	3D	1.49	0.47	.493
links	Tiefzieh	1.74	3D	1.49	0.39	.534

Tabelle 18: Schraubenachsen – Winkelabweichungen im 3D-Raum: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

4.4. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene

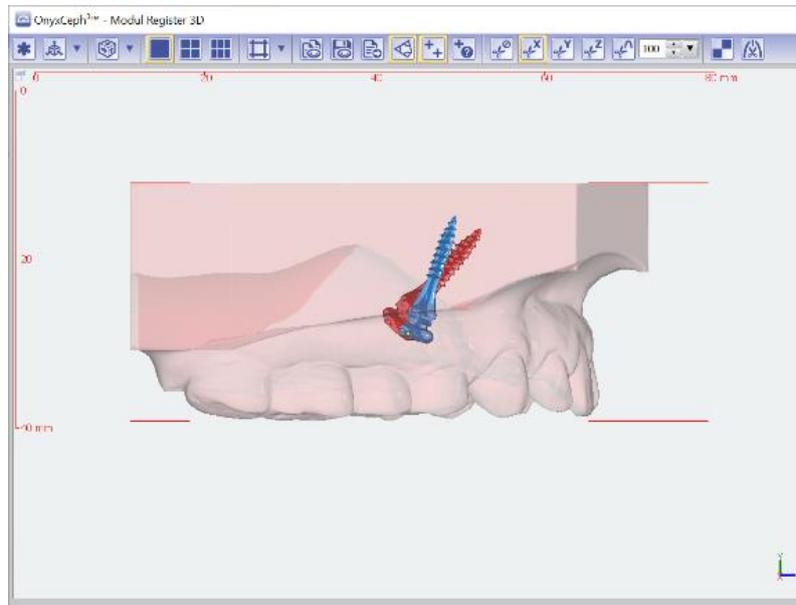


Abbildung 14: beispielhafte Winkelabweichung in der Sagittalebene

4.4.1 Freihand

Die Freihandinsertion lieferte Mittelwerte von $M = 7.82^\circ$ (rechts) und $M = 7.06^\circ$ (links). Diese Werte waren statistisch signifikant größer als die der anderen getesteten Übertragungsmethoden (s. Tabelle 13, 14 und 15).

Die Standardabweichungen lagen bei $SD = 4.88^\circ$ (rechts) und $SD = 5.26^\circ$ (links). Auch diese Abweichungen erwiesen sich im Vergleich zu den anderen Insertionstechniken als signifikant größer (s. Tabelle 13 und 16).

4.4.2 Silikonschiene

Die Mittelwerte der Silikonschieneninsertion lagen bei $M = 3.39^\circ$ (rechts) und $M = 3.25^\circ$ (links). Im Vergleich zur Freihandinsertion mit $M = 7.82^\circ$ (rechts) und $M = 7.06^\circ$ (links) waren diese Werte signifikant geringer. Dies zeigte der p -Wert von $p = .005$ (rechts und links). Die Tiefziehschienen- und 3D-Schieneninsertion unterschieden sich statistisch nicht signifikant (vgl. p -Werte Tabellen 14 und 15).

Für die Standardabweichungen ergaben sich Werte von $SD = 2.55^\circ$ (rechts) und $SD = 2.02^\circ$ (links). Verglichen mit der Freihandinsertionstechnik ($SD = 4.88^\circ$ rechts und $SD = 5.26^\circ$ links) handelte es sich damit um signifikant geringere Werte ($p = .012$ rechts und $p < .001$ links). Im

Vergleich zur Standardabweichung der 3D-Schieneninsertion ($SD = 1.16^\circ$ rechts) waren die Werte für die rechte Schraube allerdings größer und damit unpräziser ($p = .002$ rechts).

4.4.3 Tiefziehschiene

Die Abweichungen lagen im Mittelwert bei $M = 2.57^\circ$ (rechts) und $M = 1.95^\circ$ (links). Im Vergleich zur Freihandinsertion mit $M = 7.82^\circ$ (rechts) und $M = 7.06^\circ$ (links) fielen sie deutlich geringer aus ($p < .001$ rechts und $p = .002$ links). Zu den anderen Insertionstechniken zeigten sich keine statistisch signifikanten Abweichungen (s. Tabelle 14 und 15).

Für die Standardabweichungen ergaben sich Werte von $SD = 1.92^\circ$ (rechts) und $SD = 1.46^\circ$ (links). Diese Werte waren statistisch signifikant geringer als die der Freihandinsertion sowie der 3D-Schieneninsertion der rechten Schrauben (s. Tabelle 13 und 16). Zwischen der Tiefziehschienen- und der Silikonschienteknik konnten hingegen keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden (s. Tabelle 16).

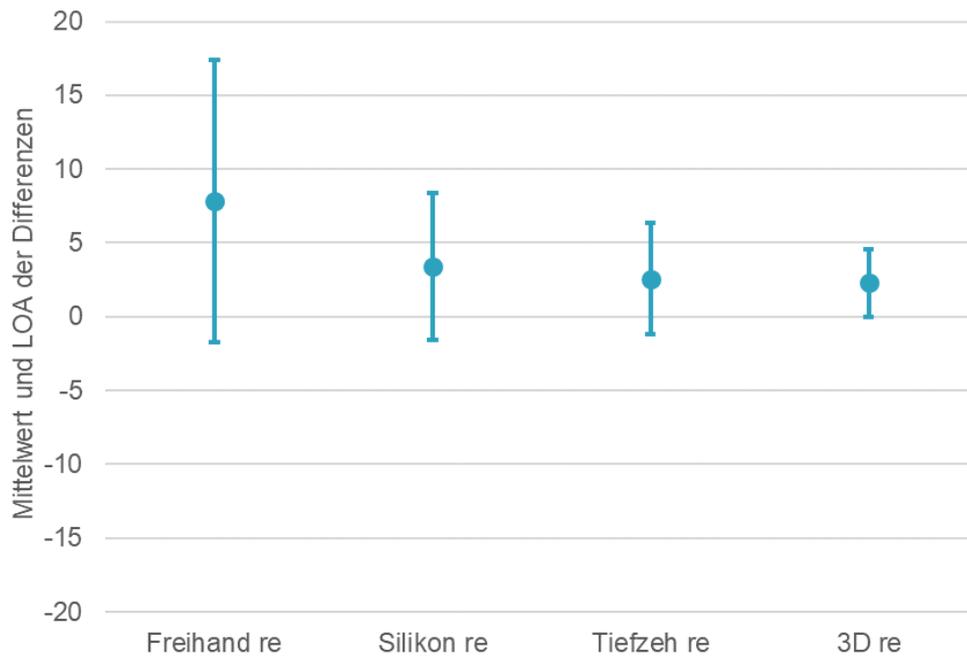
4.4.4 3D-Schiene

Die 3D-Schiene lieferte Abweichungen im Mittelwert von $M = 2.29^\circ$ (rechts) und $M = 2.44^\circ$ (links). Das waren signifikant geringere Abweichungen als bei der Freihandinsertion mit $M = 7.82^\circ$ (rechts) und $M = 7.06^\circ$ (links) (vgl. p -Werte Tabelle 14 und 15). Zu den anderen Übertragungsmethoden zeigten sich keine statistisch signifikanten Differenzen (s. Tabelle 14 und 15).

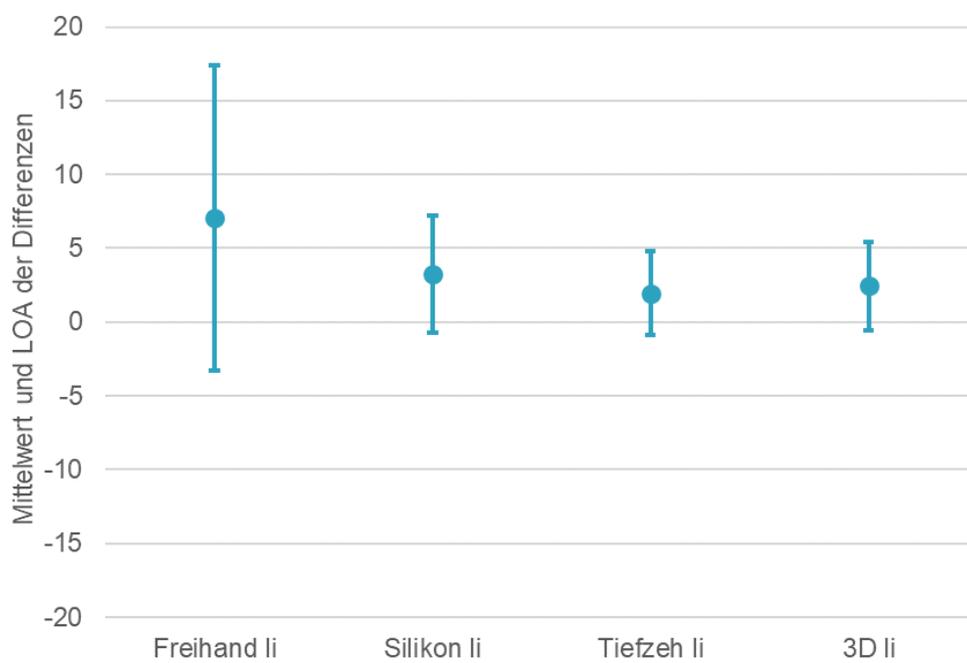
Die Werte der Standardabweichung lagen bei $SD = 1.16^\circ$ (rechts) und $SD = 1.51^\circ$ (links). Diese Werte waren signifikant geringer als die der Freihandinsertion sowie der Silikonschienenübertragung für die rechten Schrauben (s. Tabelle 13 und 16). Im Vergleich zu den Streuungswerten der rechten Schrauben, die mittels Tiefziehschienteknik inseriert wurden, waren diese allerdings größer und damit unpräziser (s. Tabelle 13 und 16).

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Freihand / rechts	2.14	21.52	7.82	4.88
Silikon / rechts	0.12	8.08	3.39	2.55
Tiefzieh / rechts	0.31	7.54	2.57	1.92
3D / rechts	0.63	4.64	2.29	1.16
Freihand / links	0.52	22.24	7.06	5.26
Silikon / links	0.52	6.31	3.25	2.02
Tiefzieh / links	0.12	4.96	1.95	1.46
3D / links	0.01	6.14	2.44	1.51

Tabelle 19: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung, aufgebrochen nach rechter und linker Seite



Grafik 7: Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene, Seite: rechts



Grafik 8: Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene, Seite: links

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	4.423	.005
	Tiefzieh	5.244	< .001
	3D	5.530	.001
Silikon	Tiefzieh	0.822	.195
	3D	1.108	.104
Tiefzieh	3D	0.286	.662

Table 20: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	3.812	.005
	Tiefzieh	5.104	.002
	3D	4.618	.002
Silikon	Tiefzieh	1.291	.080
	3D	0.806	.184
Tiefzieh	3D	-0.485	.330

Table 21: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

Seite	Insertionsmethode 2	SD 1	Insertionsmethode 2	SD 2	χ^2	<i>p</i>
rechts	Freihand	4.88	Silikon	2.55	6.36	.012
rechts	Freihand	4.88	Tiefzieh	1.92	18.63	< .001
rechts	Freihand	4.88	3D	1.16	28.14	< .001
rechts	Silikon	2.55	Tiefzieh	1.92	1.49	.222
rechts	Silikon	2.55	3D	1.16	9.17	.002
rechts	Tiefzieh	1.92	3D	1.16	4.72	.030
links	Freihand	5.26	Silikon	2.02	14.30	< .001
links	Freihand	5.26	Tiefzieh	1.46	21.52	< .001
links	Freihand	5.26	3D	1.51	21.26	< .001
links	Silikon	2.02	Tiefzieh	1.46	1.88	.171
links	Silikon	2.02	3D	1.51	1.34	.246
links	Tiefzieh	1.46	3D	1.51	0.02	.878

Table 22: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Sagittalebene: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

4.5. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene

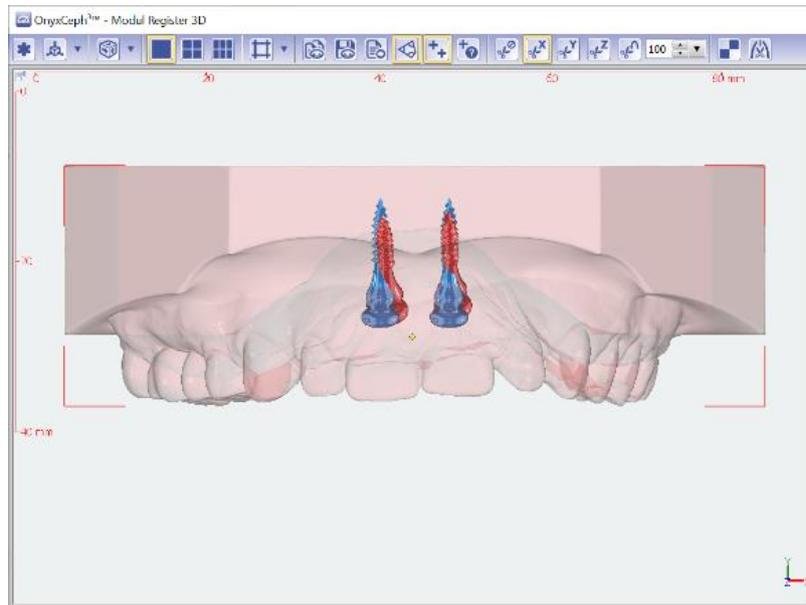


Abbildung 15: beispielhafte Winkelabweichung in der Frontalebene

4.5.1 Freihandinsertion

Der Mittelwert der Winkelabweichungen lag bei $M = 4.04^\circ$ (rechts) und $M = 2.73^\circ$ (links). Diese Werte waren im Vergleich zur 3D-Schienenübertragung ($M = 1.82^\circ$ rechts und $M = 1.07^\circ$ links) statistisch signifikant größer (s. Tabelle 18 und 19). Auch die Silikon- sowie Tiefziehschieneninsertionstechnik unterschieden sich hier signifikant von der Freihandinsertion. Allerdings nur in den Werten der rechtsseitig inserierten Schrauben (s. Tabelle 18).

Für die Standardabweichungen ergaben sich Werte von $SD = 3.02^\circ$ (rechts) und $SD = 2.16^\circ$ (links). Verglichen mit der 3D-Schienenübertragung mit $SD = 0.96^\circ$ (rechts) und $SD = 0.78^\circ$ (links) war die Streuung hier deutlich größer (s. Tabelle 20). Und auch im Vergleich mit den Standardabweichungen der Silikon- und Tiefziehschieneninsertion fielen hier die Werte für die rechten Schrauben statistisch signifikant größer aus (s. Tabelle 17 und 20).

4.5.2 Silikonschiene

Die Mittelwerte lagen bei $M = 1.96^\circ$ (rechts) und $M = 1.79^\circ$ (links). Der Wert für die rechte Schraube war statistisch signifikant kleiner als der der Freihandinsertion ($M = 4.04^\circ$) (vgl. p -Wert Tabelle 18). Die anderen Übertragungsmethoden unterschieden sich hier statistisch nicht signifikant (s. Tabellen 18 und 19).

Die Standardabweichung zeigte Werte von $SD = 1.59^\circ$ (rechts) und $SD = 1.72^\circ$ (links). Dies waren signifikant größere Abweichungen als bei der 3D-Schieneninsertion mit $SD = 0.96^\circ$ (rechts) und

$SD = 0.78^\circ$ (links) (p -Werte s. Tabelle 20). Im Vergleich zur Freihandinsertion ($SD = 3.02^\circ$) war der Wert der rechten Schraube jedoch signifikant kleiner ($p = .008$ rechts).

4.5.3 Tiefziehschiene

Für die Tiefziehschienteknik ergaben sich Mittelwerte von $M = 2.23^\circ$ (rechts) und $M = 1.64^\circ$ (links). Der Wert für die rechte Schraube war hier signifikant kleiner als bei der Freihandinsertionstechnik mit $M = 4.04^\circ$ ($p = .032$ rechts). Die übrigen Übertragungsmethoden unterschieden sich statistisch nicht signifikant (s. Tabelle 18 und 19).

Die Standardabweichung lag bei $SD = 1.72^\circ$ (rechts) und $SD = 1.77^\circ$ (links). Der Wert für die rechte Schraube war auch hier signifikant kleiner als der der Freihandinsertionstechnik mit $SD = 3.02^\circ$ (s. Tabelle 20). Im Vergleich zur 3D-Schienenmethode mit $SD = 0.96^\circ$ (rechts) und $SD = 0.78^\circ$ (links) waren die Abweichungen hingegen signifikant größer (s. Tabelle 20). Verglichen mit der Silikonschienenübertragung zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede (s. Tabelle 20).

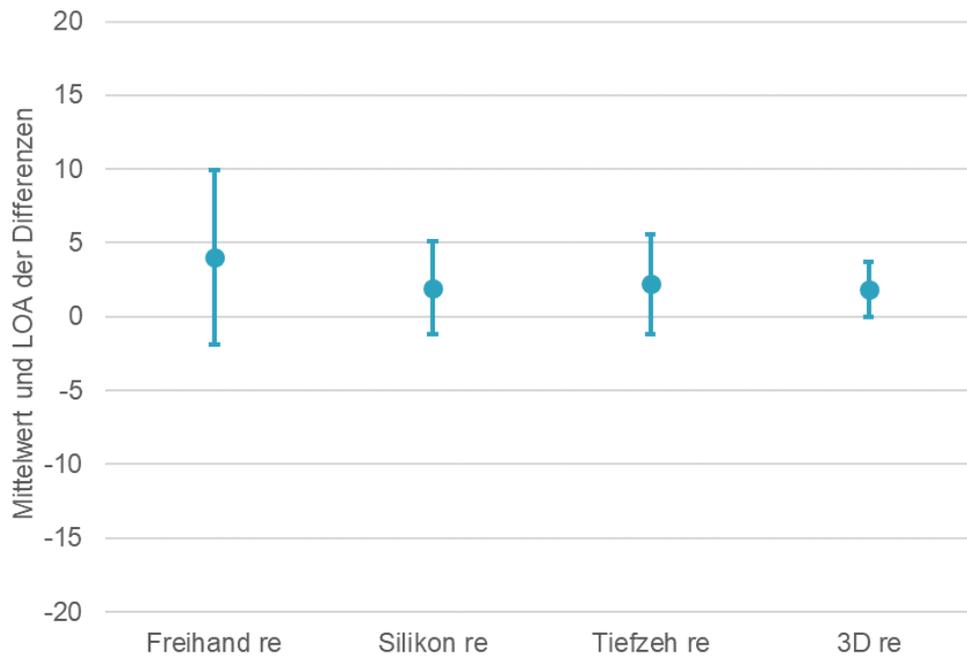
4.5.4 3D-Schiene

Für die 3D-Schiene ergaben sich Mittelwerte von $M = 1.82^\circ$ (rechts) und $M = 1.07^\circ$ (links). Diese Werte waren signifikant kleiner als die Mittelwerte der Freihandinsertionstechnik mit $M = 4.04^\circ$ (rechts) und $M = 2.73^\circ$ (links) (vgl. p -Werte Tabelle 18 und 19). Zu den anderen Übertragungsmethoden zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede (s. Tabelle 18 und 19).

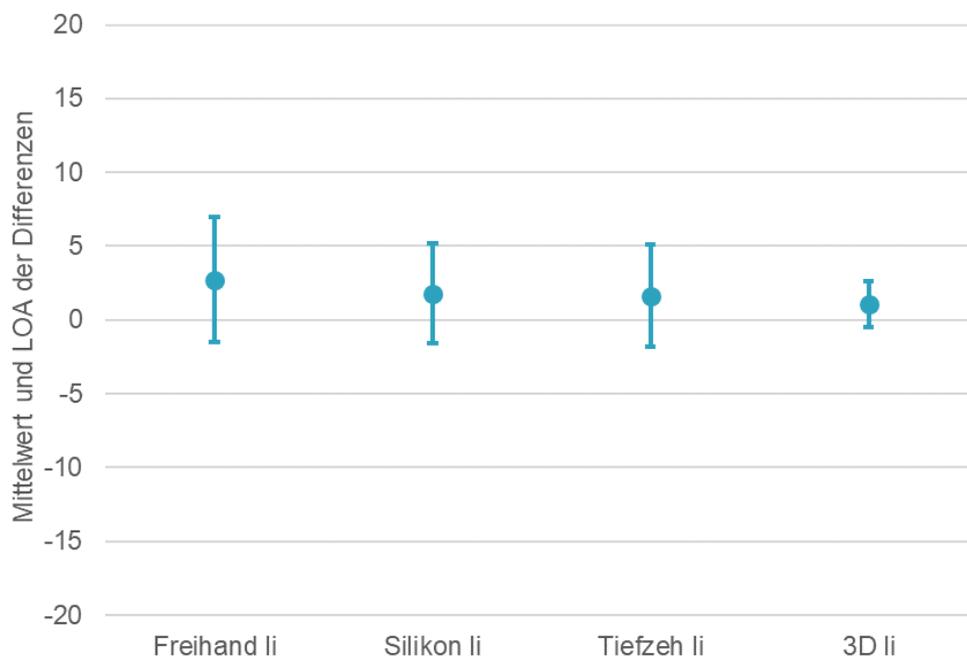
Die Standardabweichung lag bei $SD = 0.96^\circ$ (rechts) und $SD = 0.78^\circ$ (links). Dies waren statistisch deutlich geringere Abweichungen als bei allen anderen getesteten Insertionstechniken (s. Tabelle 20).

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Freihand / rechts	0.11	10.99	4.04	3.02
Silikon / rechts	0.06	5.64	1.96	1.59
Tiefzieh / rechts	0.13	5.57	2.23	1.72
3D / rechts	0.55	4.04	1.82	0.96
Freihand / links	0.36	7.67	2.73	2.16
Silikon / links	0.07	5.45	1.79	1.72
Tiefzieh / links	0.15	7.49	1.64	1.77
3D / links	0.01	2.82	1.07	0.78

Tabelle 23: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung, aufgebrochen nach rechter und linker Seite



Grafik 9: Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene, Seite: rechts



Grafik 10: Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene, Seite: links

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	2.076	.007
	Tiefzieh	1.811	.032
	3D	2.213	.008
Silikon	Tiefzieh	-0.265	.647
	3D	0.137	.765
Tiefzieh	3D	0.401	.410

Tabelle 24: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: rechts; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	0.936	.274
	Tiefzieh	1.084	.141
	3D	1.654	.006
Silikon	Tiefzieh	0.149	.829
	3D	0.718	.141
Tiefzieh	3D	0.569	.330

Tabelle 25: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden, Seite: links; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

Seite	Insertionsmethode 1	SD 1	Insertionsmethode 2	SD 2	χ^2	<i>p</i>
rechts	Freihand	3.02	Silikon	1.59	7.10	.008
rechts	Freihand	3.02	Tiefzieh	1.72	4.93	.026
rechts	Freihand	3.02	3D	0.96	17.84	< .001
rechts	Silikon	1.59	Tiefzieh	1.72	0.10	.753
rechts	Silikon	1.59	3D	0.96	3.97	.046
rechts	Tiefzieh	1.72	3D	0.96	5.23	.022
links	Freihand	2.16	Silikon	1.72	1.15	.284
links	Freihand	2.16	Tiefzieh	1.77	0.64	.425
links	Freihand	2.16	3D	0.78	14.84	< .001
links	Silikon	1.72	Tiefzieh	1.77	0.02	.901
links	Silikon	1.72	3D	0.78	9.23	.002
links	Tiefzieh	1.77	3D	0.78	13.93	< .001

Tabelle 26: Schraubenachsen – Winkelabweichungen in der Frontalebene: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

4.6 Parallelität der Schraubenachsen

Die Schraubenpaare sollten möglichst parallel, also in einem Winkel von 0° , zueinander inseriert werden.

4.6.1 Freihandinsertion

Die Achsneigung lag hier im Mittelwert bei $M = 6.54^\circ$ und war signifikant höher als bei den Übertragungsmethoden mittels Tiefzieh- und 3D-Schiene (s. Tabelle 22).

Die Standardabweichung zeigte einen Wert von $SD = 3.39^\circ$. Dieser Wert war statistisch signifikant größer als die Werte der Tiefzieh- und 3D-Schieneninsertionstechnik (s. Tabelle 23).

Im Vergleich zur Silikonschienenübertragung ergab sich kein signifikanter Unterschied (s. Tabelle 23).

4.6.2 Silikonschiene

Bei der Insertion mittels Silikonschiene ergab sich ein Mittelwert von $M = 4.84^\circ$ und eine Standardabweichung von $SD = 2.29^\circ$. Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede zu den Werten der anderen drei Übertragungsmethoden feststellen (s. Tabelle 22 und 23).

4.6.3 Tiefziehschiene

Die Achsneigung lag hier im Mittelwert bei $M = 4.11^\circ$ und war statistisch signifikant geringer als bei der Freihandinsertion mit $M = 6.54^\circ$. Zu den anderen Übertragungsmethoden ließen sich hier keine signifikanten Unterschiede feststellen (s. Tabelle 22).

Für die Standardabweichung ergab sich ein Wert von $SD = 1.97^\circ$. Dieser war statistisch signifikant kleiner als bei der Freihandinsertion mit $SD = 3.39^\circ$. Der p -Wert lag hier bei $p = .034$. Im Vergleich zu den anderen beiden Insertionstechniken ließ sich keine statistisch signifikante Differenz verzeichnen (s. Tabelle 23).

4.6.4 3D-Schiene

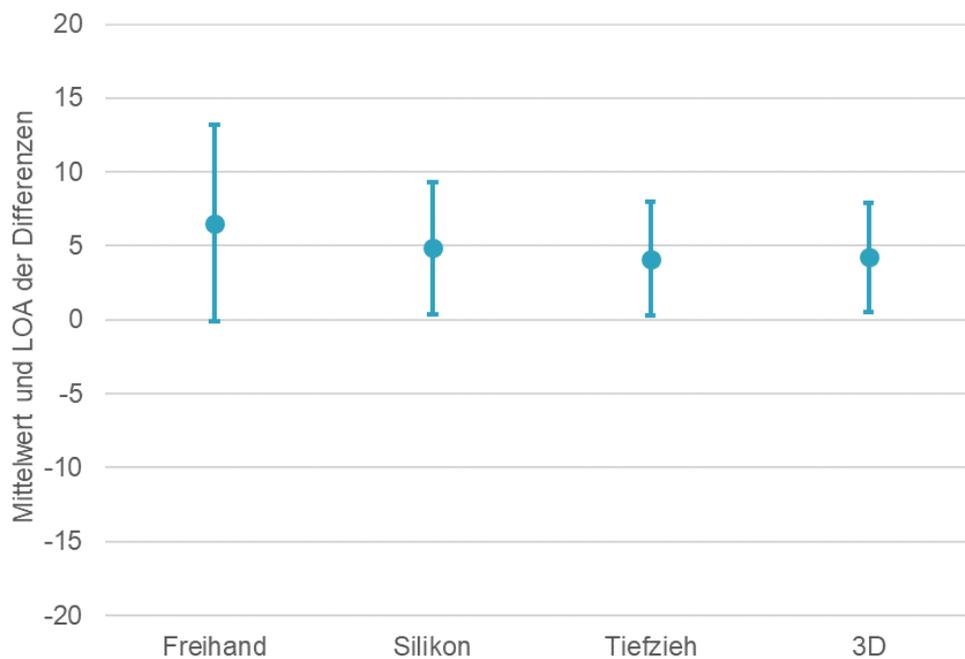
Der Mittelwert der Abweichungen lag bei $M = 4.22^\circ$ und war signifikant kleiner als der der Freihandinsertion mit $M = 6.54^\circ$ (vgl. p -Wert Tabelle 22). Im Vergleich zu den anderen Insertionstechniken zeigte sich kein signifikanter Unterschied (s. Tabelle 22).

Die Standardabweichung zeigte einen Wert von $SD = 1.88^\circ$. Auch dieser war statistisch signifikant kleiner als bei der Freihandinsertion mit einem Wert von $SD = 3.39^\circ$. Der p -Wert lag bei $p = .021$.

Zur Silikon- und Tiefziehschienteknik ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied ermitteln (s. Tabelle 23).

	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Parallelität Freihand	1.23	15.24	6.54	3.39
Parallelität Silikon	1.24	8.93	4.84	2.29
Parallelität Tiefzieh	1.48	7.23	4.11	1.97
Parallelität 3D	0.65	7.74	4.22	1.88

Tabelle 27: Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Deskriptive Kennwerte der Abweichungen der Insertionsmethoden von der Planung



Grafik 11: Mittelwerte und LOA der Winkelabweichungen der Parallelität der Schraubenachsen

		Mittelwertdifferenz	<i>p</i>
Freihand	Silikon	1.694	.069
	Tiefzieh	2.424	.023
	3D	2.317	.018
Silikon	Tiefzieh	0.729	.333
	3D	0.622	.394
Tiefzieh	3D	-0.107	.870

Tabelle 28: Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Paarweise Vergleiche und Signifikanztest zwischen den Insertionsmethoden; statistische Signifikanz ist **fett** markiert

Insertionsmethode 1	SD 1	Insertionsmethode 2	SD 2	χ^2	<i>p</i>
Freihand	3.39	Silikon	2.29	2.56	.109
Freihand	3.39	Tiefzieh	1.97	4.52	.034
Freihand	3.39	3D	1.88	5.37	.021
Silikon	2.29	Tiefzieh	1.97	0.36	.548
Silikon	2.29	3D	1.88	0.61	.434
Tiefzieh	1.97	3D	1.88	0.03	.854

*Tabelle 29: Schraubenachsen – Winkelabweichungen der Parallelität: Likelihood-Ratio-Test zum Vergleich der Varianzen bzw. Standardabweichungen; statistische Signifikanz ist **fett** markiert*

4.7. Ergebnisübersicht

Die tatsächliche Insertionsposition war von der digitalen Planungsposition, dem Goldstandard, für alle Insertionstechniken statistisch signifikant abweichend.

Mit der 3D-gedruckten Schiene wurden deutlich geringere Abweichungen im Bereich der Schraubenspitze erzielt als mittels Freihandinsertion und Silikonschienenübertragung. Zudem lieferte die Insertion mit 3D-Schiene reproduzierbarere Ergebnisse an der Schraubenspitze als alle anderen getesteten Verfahren.

Die Abweichungen am Schraubenkopf waren nach Insertion mittels Übertragungsschienen (Silikon, Tiefzieh und 3D) signifikant geringer als nach Freihandinsertion. Die 3D-gedruckte Schiene zeigte auch hier im Schraubenkopfbereich statistisch signifikant präzisere Werte als die anderen Insertionstechniken.

Die Winkelabweichungen sowohl im 3D-Raum als auch in Projektion auf die Sagittalebene ließen sich durch die Insertion mittels Übertragungsschienen (Silikon, Tiefzieh und 3D) deutlich reduzieren und die Streuung war signifikant geringer als bei der Freihandinsertion.

Die Abweichungen von der angestrebten Parallelität der Schrauben waren für die Insertionstechniken mittels 3D- und Tiefziehschiene signifikant kleiner als für die Freihand- und Silikonschieneninsertion. Es wurden zudem reproduzierbarere Werte mit diesen beiden Techniken erzielt.

5. Diskussion

5.1. Allgemeiner Teil

In der vorliegenden Untersuchung unterschieden sich die erreichten Schraubenpositionen in jeder betrachteten Ebene und Koordinatenachse signifikant von der Planungsposition der jeweiligen Schraube (vgl. p -Werte Tabellen im Anhang). Damit wurde deutlich, dass weder Freihand noch mittels Übertragungsschienen die geplante Insertionsposition erreicht werden konnte.

Für alle in dieser Arbeit gemessenen Abweichungen zeigte die Insertionstechnik mittels 3D-gedruckter Schiene die geringsten Werte für die Streuung. Einzige Ausnahme stellte die Standardabweichung bei den Winkelabweichungen in der Sagittalebene dar. Hier zeigte die Tiefziehschieneninsertion einen minimal geringeren Wert als die 3D-Schieneninsertion (Tiefziehschiene $SD = 1.46^\circ$ vs. 3D-Schiene: $SD = 1.51^\circ$). Generell lässt sich jedoch festhalten, dass die Insertion mittels 3D-gedruckter Schiene präzisere und reproduzierbarere Ergebnisse im Vergleich zu den anderen getesteten Insertionsmethoden liefert. Der Likelihood-Ratio-Test konnte zusätzlich belegen, dass es sich bei den Standardabweichungen bei der Schraubenspitzen- und der Schraubenkopfposition um signifikante Unterschiede zwischen der 3D-Schienen-Insertionstechnik und den anderen Insertionsmethoden handelt. Das bedeutet, die 3D-gedruckten Schienen konnten signifikant präzisere Werte für die Schraubenspitzen- und Schraubenkopfposition liefern als die Freihandinsertion oder die Übertragung mittels Silikon- oder Tiefziehschiene. Zudem ließen sich im Rahmen der Winkelabweichungen signifikant präzisere Werte für die Insertionstechniken mittels Übertragungsschienen (Silikon-/Tiefzieh-/3D-Schiene) im Vergleich zur Freihandinsertion feststellen. Damit wird deutlich, dass es dem Behandler durch die Anwendung von Übertragungsschienen erleichtert wird, die geplante Angulation in vivo zu übertragen.

Des Weiteren wurden im Rahmen der 3D-Schieneninsertion zumeist auch die geringsten Mittelwerte (Abweichungen zur Planung) gemessen. Lediglich die Mittelwerte bei den Winkelabweichungen in der Sagittalebene zeigten geringere Werte bei der Tiefziehschientechnik mit $M = 1.95^\circ$ gegenüber denen der 3D-Schienenübertragung mit $M = 2.44^\circ$. Zusammenfassend ist dennoch festzuhalten, dass bei allen Betrachtungen der Gesamtabweichungen die 3D-gedruckte Schiene die kleinsten Werte liefern konnte. Über die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung konnten zudem signifikante Unterschiede bezüglich des Mittelwertes der Abweichungen an Schraubenkopf und -spitze zwischen der Übertragung mittels 3D-gedruckter Schiene und Freihandinsertion festgestellt werden. Signifikante Unterschiede zeigten sich ebenfalls zwischen der 3D-Schienenübertragung und der

Insertion mittels Silikonschiene, wobei die 3D-Schiene die signifikant kleineren Werte lieferte. Für die Winkelabweichung in der Sagittalebene sowie die Gesamtwinkelabweichung konnte festgestellt werden, dass die Insertion mittels aller Übertragungsschienen gegenüber der Freihandinsertion signifikant kleinere Mittelwerte lieferte.

Die geringsten Abweichungen von der geplanten Parallelität zeigten sich bei Insertion mittels Tiefziehschiene mit einem Mittelwert von $M = 4.11^\circ$ sowie bei der Übertragung mittels 3D-gedruckter Schiene mit $M = 4.22^\circ$. Diese beiden Insertionstechniken wiesen signifikant richtigere und präzisere Ergebnisse auf als die Freihandinsertion.

Subjektiv wahrgenommen zeigten die Silikonschienen während der Insertion ein hohes Maß an Flexibilität, was es erschwerte, den geplanten Insertionswinkel konstant beizubehalten. Auch erschienen Halt und Retention der Schiene auf dem Insertionsmodell weniger stabil im Vergleich zur Tiefziehschiene und 3D-gedruckten Bohrschablone. Die Anfertigung hingegen war unkompliziert und wenig zeitintensiv.

Die Anfertigung der Tiefziehübertragungsschienen war im Vergleich zur Silikonschiene zeitaufwändiger. Ein akkurates Ausarbeiten der Schienenränder ist unabdingbar, um ausreichend Patientenkomfort zu gewährleisten und eine Verletzungsgefahr durch scharfkantige Ränder auszuschließen. Der Halt der Schiene auf dem Modell während der Insertion war weitestgehend stabil. Eine manuelle Fixierung der Schiene während des Insertionsvorgangs durch den Behandler scheint jedoch unerlässlich. Auch wurden hier – wiederum subjektiv – eine gewisse Flexibilität im Bereich der Hülsen und somit weniger Sicherheit während der Schraubeninsertion wahrgenommen.

Da die konfektionierten Bohrhülsen weder an die individuellen anatomischen Gaumenstrukturen des Patienten noch an die jeweilige Schraubenlänge angepasst sind, können diese Hülsen leider keine Orientierung zur korrekten Insertionstiefe bieten.

Die 3D-gedruckten Insertionsschienen hatten auf den Modellen einen stabilen Sitz und Halt. Der Implantationsvorgang verlief sicher und gut geführt. Allerdings ließen die Kunststoffbohrhülsen einen minimalen Spielraum in der Angulation des Implantationsschaftes zu. Nach erfolgter Vorbohrung war ein gewisser Kunststoffabrieb der Hülsen, bedingt durch das passgenaue Gleiten des Führungsschaftes des Vorbohrers, festzustellen. Diese Beobachtung legt die Vermutung nahe, dass während der Insertion der Schraube schon eine weniger gute Passgenauigkeit zwischen Bohrhülseninnenseite und Führungsschaft des Insertionsinstrumentes vorliegen könnte.

Allerdings wurde zur Anfertigung der 3D-gedruckten Schienen ein nicht sterilisierbares Kunstharz verwendet, das aufgrund der fehlenden Sterilisationsmöglichkeit beim Patienten nicht zur Schraubeninsertion angewendet werden dürfte. Das lässt die Frage offen, ob ein sterilisierbares Kunstharz wie z. B. Dental SG Resin gegebenenfalls abriebfester wäre und somit ein passgenaueres Gleiten während der Insertion ermöglichen könnte. Angaben aus den Materialdatenblättern der beiden Kunstharze können diese Vermutung zunächst nicht bestätigen. Interessant wäre in diesem Zusammenhang eine weiterführende Studie, die einzelne sterilisierbare 3D-Druckmaterialien in Hinblick auf ihre Stabilität und Abriebfestigkeit sowie die Auswirkung auf Präzision und Richtigkeit der Übertragung der geplanten Schraubenposition untersucht.

Ein weiterer Faktor, der etwaige Ungenauigkeiten bedingen könnte, liegt darin, dass die für den 3D-Druck der Insertionsschienen benötigten Supports unter anderem auch an der oberen Begrenzung der Bohrhülsen angebracht werden mussten. Das Entfernen dieser Supports nach dem Druck sowie das anschließende Glätten dieser Bereiche führen zu minimalen Unebenheiten. Ein präziser Tiefenstopp kann somit nicht mehr gewährleistet werden.

So scheint es bei allen verwendeten Insertionsschienen empfehlenswert, die letzten Rotationen des Implantationsprozesses manuell und unter visueller Kontrolle ohne Schiene vorzunehmen.

Die konfektionierten Bohrhülsen aus Metall schienen zwar weniger abriebanfällig, dafür boten die sie umschließenden Materialien (Silikon- bzw. Tiefziehschienenmaterial) weniger Stabilität.

Möglicherweise könnte eine digital geplante Insertionsschablone CAD/CAM gefräst werden, um so Ungenauigkeiten an der Bohrhülsenoberkante zu vermeiden und eine verlässliche Genauigkeit für den Tiefenstopp zu gewährleisten. Folgestudien könnten diesen Aspekt weiter beleuchten.

5.2. Diskussion der Methoden

Die Insertion der Schrauben wurde an Modellen durchgeführt, um annähernd gleichbleibende Insertionsbedingungen zu schaffen. Das für den Implantationsbereich verwendete Sawbones-Material konnte weitgehend die physikalischen Eigenschaften des humanen Knochens nachbilden, weitere patientenabhängige Gegebenheiten blieben unberücksichtigt. So wurden limitierende Faktoren wie ein eingeschränktes Sichtfeld, bedingt durch die Mundöffnung und Lagerung des Patienten, Speichelfluss, Patientenbewegungen während der Insertion, Schwellung der palatinalen Gingiva nach Anästhesie und ein dadurch bedingt ungenauerer Sitz der Bohrschablonen außer Acht gelassen.

Unterschiedliche Patientenmodelle sollten den Lerneffekt minimieren und verschiedene Gaumengewölbe simulieren.

Die Versuchsreihen wurden von nur einer Person durchgeführt. Die Bestimmung einer Interrater-Reliabilität wurde somit nicht vorgenommen; dies wäre ein weiterer interessanter Aspekt im Rahmen einer Folgestudie.

Insbesondere die Aussagekraft der Ergebnisse der Freihandinsertion sollte mit Vorsicht interpretiert werden. Die Insertion am Modell ermöglicht eine uneingeschränkte Sicht sowie freie Beweglichkeit während der Insertion. Zudem konnte eine Orientierung an den Sawbones-Blöcken bei der Positionierung der Schrauben nicht ausgeschlossen werden. Da nur eine Person die Versuchsreihen durchführte, bleibt eine Beurteilung in Abhängigkeit von Geschick und Erfahrung des Behandlers außer Acht.

Als radiologische Grundlage zur digitalen Planung der Schraubenposition wurde in dieser Arbeit jeweils eine FRS-Aufnahme herangezogen. Das FRS gehört standardmäßig zur Anfangs- und Zwischendiagnostik einer kieferorthopädischen Behandlung und steht somit in jeder kieferorthopädischen Praxis zur Verfügung. Allerdings sollte die Anfertigung einer Low-Dose-DVT-Aufnahme als Planungsgrundlage diskutiert werden. Nur dreidimensionale Bildgebungsverfahren können die genauen anatomischen Verhältnisse wiedergeben und somit eine Verletzung anatomisch relevanter Strukturen im Insertionsbereich sicher verhindern. Insbesondere ein geringes vertikales Knochenniveau, das sich bereits im FRS darstellt, Impaktion oder Verlagerung eines oder mehrerer Zähne, LKG-Patientenfälle oder Zahnwurzelanomalien stellen eine berechtigte Indikation zur Anfertigung eines präoperativen DVT dar.

Eine Untersuchung von Waehrisch et al. aus dem Jahr 2015 (49) konnte feststellen, dass durchaus Low-Dose-DVT-Aufnahmen angefertigt werden können, die unterhalb der kombinierten Gesamt-Strahlenbelastung eines herkömmlichen PSA und FRS liegen. Es sollte also diskutiert werden, ob und inwieweit es sinnvoll wäre, anstelle der herkömmlichen Röntgenaufnahmen (PSA, FRS) bei der kieferorthopädischen Anfangsdiagnostik auf eine Low-Dose-DVT-Aufnahme zu wechseln.

5.3. Diskussion der Ergebnisse

5.3.1. Abweichungen an der Schraubenspitze

Die 3D-gedruckte Insertionsschiene lieferte im Vergleich zur Freihandinsertion sowie der Übertragung mittels Silikonschiene signifikant richtigere Werte, bezogen auf den Mittelwert. Zusätzlich erzielte die 3D-gedruckte Bohrschablone signifikant präzisere Werte im Vergleich zu allen anderen getesteten Insertionsmethoden.

Möglicherweise konnte das Silikonmaterial die konfektionierten Bohrhülsen während des Insertionsvorganges nicht genügend stützen, so dass es zu größeren Abweichungen kam. Zudem hatte die Schiene auf dem Modell einen weniger sicheren und stabilen Halt im Gegensatz zur 3D-gedruckten Bohrschablone. Auch das Tiefziehschienenmaterial wies weniger Stabilität auf als das Harz der 3D-gedruckten Schiene; es könnte somit die geringeren Präzisionswerte begründen. Ein weiterer Einflussfaktor für die geringere Präzision bei der Silikon- und Tiefziehschienenmethode könnte sein, dass die konfektionierten Bohrhülsen keinen sicheren Tiefenstopp boten, so dass nur weniger reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden konnten.

Die Hypothese „Die Mini-Implantat-Insertion mittels 3D-gedruckter Schiene liefert signifikant richtigere und präzisere Werte im Bereich der Schraubenspitze im Vergleich zur Freihandinsertion sowie der Insertion mittels Tiefzieh- und Silikonschienen“ konnte somit teilweise bestätigt werden.

5.3.2. Abweichungen am Schraubenkopf

Alle verwendeten Übertragungsschienen konnten im Vergleich zur Freihandinsertion signifikant richtigere Mittelwerte erzielen. Weiterhin zeigten sich richtigere Ergebnisse bei der 3D-Schienenübertragung im Vergleich zur Insertion mittels Silikonschiene. Die 3D-Schientechnik wies zusätzlich signifikant präzisere Werte auf als die übrigen Insertionsmethoden.

Die Verwendung einer Übertragungsschiene, gleich welcher Art, kann dem Kieferorthopäden somit ein größeres Maß an Sicherheit bei der Auffindung des geplanten Insertionsortes bieten. Reproduzierbarere Ergebnisse lassen sich durch den Einsatz einer 3D-gedruckten Schiene erzielen.

Die Hypothese „Die Mini-Implantat-Insertion mittels 3D-gedruckter Schiene liefert signifikant richtigere und präzisere Werte im Bereich des Schraubenkopfes im Vergleich zur Freihandinsertion sowie der Insertion mittels Tiefzieh- und Silikonschienen“ konnte somit teilweise bestätigt werden.

5.3.3. Winkelabweichungen der Schraubenachsen im 3D-Raum

Alle Übertragungsschienen lieferten im Vergleich zur Freihandinsertion signifikant richtigere und präzisere Werte. Zusätzlich konnte die Übertragung mittels 3D-gedruckter Schiene gegenüber der Silikon- und Tiefziehschieneninsertion signifikant präzisere Ergebnisse aufweisen.

Die Insertion mittels Übertragungsschienen ermöglicht es dem Behandler somit, die geplante Angulation genauer auf den Patienten zu übertragen als es ihm Freihand möglich wäre. Allerdings scheinen sowohl das Tiefziehschienenmaterial als auch das verwendete Silikon zum einen während des Insertionsvorganges weniger Stabilität für die Bohrhülsen zu bieten und zum anderen weniger stabil und sicher auf dem Modell zu sitzen, so dass im Vergleich zur 3D-gedruckten Schiene weniger reproduzierbare Ergebnisse auftraten.

Die Hypothese „Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedrukt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Gesamtwinkelabweichung im Vergleich zur Freihandinsertion“ konnte somit bestätigt werden.

5.3.4. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Sagittalebene

Bei den Winkelabweichungen in der Sagittalebene zeigten sich für alle Übertragungsschienen signifikant richtigere und präzisere Werte als bei der Freihandinsertion. In dieser Ebene scheinen sowohl die Bohrhülsen als auch alle Schienenmaterialien genügend Stabilität zu bieten.

Die Hypothese „Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedrukt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Winkelabweichung in der Sagittalebene im Vergleich zur Freihandinsertion“ konnte somit bestätigt werden.

5.3.5. Winkelabweichungen der Schraubenachsen in der Frontalebene

Die 3D-gedruckte Schiene wies signifikant richtigere Mittelwerte im Vergleich zur Freihandinsertion auf und zeigte gegenüber allen anderen Methoden signifikant präzisere Ergebnisse. Die höheren Präzisionswerte der 3D-gedruckten Schiene lassen sich möglicherweise auf den stabileren und festeren Sitz der Schiene auf dem Modell im Vergleich zu den anderen beiden Schienen zurückführen.

Die Hypothese „Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedrukt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Winkelabweichung in der Frontalebene im Vergleich zur Freihandinsertion“ konnte somit teilweise bestätigt werden.

5.3.6. Parallelität der Schraubenachsen

Die Abweichungen von der angestrebten Parallelität fielen bei allen Insertionsmethoden mit Mittelwerten zwischen $M = 4.11^\circ$ und $M = 6.45^\circ$ sehr gering aus. Dennoch zeigten sich zwischen der Freihandinsertion und der Übertragung mittels Tiefzieh- sowie 3D-Schiene signifikante Unterschiede. Tiefzieh- und 3D-Schiene konnten hier signifikant richtigere und präzisere Werte aufweisen. Zwischen der Freihandinsertion und der Silikonschienenübertragung ließen sich keine signifikanten Unterschiede feststellen. Das Silikon, mit dem die konfektionierten Bohrhülsen ummantelt wurden, konnte möglicherweise nicht genug Stabilität während des Insertionsvorganges bieten. Interessant wäre es zu untersuchen, bei welcher Winkelabweichung es bei der Eingliederung einer kieferorthopädischen Apparatur zu Schwierigkeiten aufgrund der Einschubrichtung kommen könnte, wenn das Einsetzen der Apparatur in der gleichen Sitzung wie die Insertion der Schrauben erfolgen sollte.

Die Hypothese „Die Mini-Implantat-Insertion mittels Insertionsschiene (Silikon, Tiefzieh, 3D-gedruckt) liefert signifikant richtigere und präzisere Werte bei der Parallelität im Vergleich zur Freihandinsertion“ konnte teilweise bestätigt werden.

5.4 Literaturvergleich

Zum Aspekt der digitalen Positionsplanung kieferorthopädischer Mini-Implantate im anterioren Gaumen und der anschließenden Insertion mittels Übertragungsschienen lassen sich in der aktuellen Literatur bisher nur wenige Arbeiten finden.

Maino et al. beschrieben 2016 das MAPA System (50). Zur digitalen Planung zweier parallel angeordneter Schrauben im anterioren Gaumen wurde eine präoperative cone-beam computed tomography (CBCT) oder FRS mit einem digitalen Oberkiefermodell überlagert (eXam Vision/Rhinoceros Software). Bei der Verwendung eines FRS empfahl Maino zur besseren Überlagerung den Einsatz eines Bissregistrates mit radioopaken Markern entlang der Raphe palatina mediana. Dieses Bissregistrat wurde vorab am Gipsmodell des Oberkiefers hergestellt und während der FRS-Aufnahme dem Patienten eingesetzt. Anschließend wurde eine zahngetragene Insertionsschiene virtuell designt. Zur passgenauen Gestaltung der Bohrhülsen wurde hier sowohl die stl-Bilddatei der Schrauben als auch die des Insertionsschaftes benötigt, so dass eine Insertion der Schrauben im geplanten Winkel bei korrekter Positionierung und vorbestimmter Tiefe erfolgen konnte. Bohrhülsen und Schiene wurden separat designt und anschließend über kleine Kunststoffbrücken miteinander verbunden, dann folgte der 3D-Druck (43).

Zu diesem Vorgehen beschrieb Maino zwei Fälle, bei denen jeweils zwei Minischrauben mit einer Länge von 7 mm inseriert wurden. Zur Entfernung der Bohrschablone nach erfolgter Insertion wurden die Brücken zwischen Hülsen und Schiene getrennt (43).

Da die Bohrschablonen unter Berücksichtigung der genauen Abmessungen der Schrauben sowie des Insertionsinstrumentes gestaltet wurden, konnte eine genaue Übertragung der geplanten Schraubenposition erfolgen, ähnlich der Insertion mittels 3D-gedruckter Schiene in dieser Arbeit. Allerdings scheint es unvorteilhaft, dass Bohrhülsen und Schiene im Mund des Patienten bei Entnahme der Insertionsschablone getrennt werden müssen.

Die Verwendung eines Bissregistrates zur Überlagerung von FRS und Modell ist eine sinnvolle Anregung, die möglicherweise die Genauigkeit beim Überlagerungsvorgang steigern könnte. Eine weiterführende Untersuchung wäre hier empfehlenswert.

In einer Studie von Cassetta et al. (44) wurden bei fünf Patienten jeweils zwei Minischrauben (mit den Maßen 2.5 x 8 mm, 2.5 x 10 mm oder 2.5 x 12 mm in Abhängigkeit vom vorliegenden Knochenangebot) im anterioren Gaumen inseriert und in der gleichen Sitzung jeweils eine Distalisationsapparatur eingesetzt. Auch hier wurde als Basis der digitalen Planung die

Überlagerung eines präoperativen CBCT mit einem digitalen Oberkiefermodell, welches über den Scan des Gipsabdruckes erstellt wurde, beschrieben (Software Vector 3D). Um die Überlagerung des CBCT mit dem digitalen Modell zu erleichtern, trug der Patient während des CBCT eine orale Markierungsschablone (Universal Stent, Bionova, Follo, La Spezia, Italy), die mit einem transparenten Vinyl Polysiloxan (Elite Transparent, Zhermack, Badia Polesine, Rovigo, Italy) fixiert wurde. Nach erfolgreicher Überlagerung wurde jeweils eine zahngetragene Bohrschablone designt (Vector guide) und im Anschluss 3D-gedruckt. Verwendet wurden spezielle Bohrhülsen, die während des Insertionsprozesses als Tiefenstopp dienten, sobald der Insertionsschaft auf ihrer Oberkante zum Anschlag kam. Zur Bestimmung der Abweichungen der inserierten Schrauben von der Planungsposition wurde postoperativ ein erneutes CBCT angefertigt. Prä- und postoperatives CBCT wurden in der Software Mimics überlagert. Die Abweichungen wurden als 3D-Differenz zwischen den Mittelpunkten der Schraubenköpfe (coronal) und der Schraubenspitze (apikal) sowie im 3D-Winkel zwischen den Achsen der Schrauben gemessen. Folgende Ergebnisse wurden beschrieben: koronal: Mittelwert: 1.38 mm (range: 3.48 – 0.15 mm; *SD*: 0.65), apikal: Mittelwert 1.73 mm (range: 5.41 – 0.10 mm; *SD*: 1.03) und Winkelabweichung: Mittelwert 4.6° (range: 15.23 – 0.54°; *SD*: 2.54) (44).

Die Ergebnisse zeigen im Vergleich zu den in dieser Arbeit erhobenen Daten größere Abweichungen, die eher den Werten der Freihandinsertion oder der Übertragung mittels Silikonschiene entsprechen. Da die Insertion in der Studie von Cassetta et al. an Patienten und nicht an Modellen durchgeführt wurde, könnten die Werte darin begründet sein. Ein weiterer Erklärungsansatz wäre auch, dass die Bohrhülsen bei Cassetta et al. zwar als Tiefenstopp dienten (durch Auflage des Kragens des Insertionsinstrumentes bei erreichter Insertionstiefe), jedoch keine passgenaue Führung während der Insertion ermöglichen konnten.

Des Weiteren erfolgte die Lagekontrolle der Schraubenposition mittels CBCT; im Gegensatz zur Kontrolle mittels Intraoral-Scan (und Registrierung der Scanbodies) ist sie mit einer Strahlenbelastung für den Patienten verbunden.

In einem Fallbericht von Kirnbauer et al. (45) von 2019 wurden zwei Schrauben (14 mm Dual-Top Anchor System) im anterioren Gaumen inseriert. Die präoperative Planung wurde mit der Software coDiagnostiX durchgeführt. Dazu erfolgte eine Überlagerung eines CBCT scans mit der stl-Datei eines Oberkieferabdruckes. Auch hier wurde ein Gipsmodell des Oberkiefers zur Digitalisierung eingescannt. Die Schraubenposition wurde parallel im anterioren Gaumen im Bereich der (M4site) geplant. Als Übertragungsschiene wurde ein zahngetragener Polymer-Splint

eingesetzt. Die Höhe der Bohrhülse diene als Tiefenstopp und der Innendurchmesser der Bohrhülse wurde entsprechend dem Außendurchmesser einer 3D-gedruckten Bohrhülse aus Metall, die passgenau auf das Insertionsinstrument geschoben wird, festgelegt.

Durch die 3D-gedruckte Bohrhülse, die auf dem Schaft des Insertionsinstrumentes sitzt und passgenau durch die Bohrschablonne gleitet, scheint eine präzise Führung bei der Insertion gewährleistet zu sein. Da es sich bei dieser Arbeit um einen Fallbericht handelt, wurde lediglich die Methodik an einem Fallbeispiel erläutert, eine Auswertung der Übertragungsgenauigkeit der Insertionsposition wurde nicht vorgenommen.

Die Arbeit zeigt aber, wie ein digitaler Workflow mit anschließender Implantation möglich wird.

Eine weitere Studie wurde im Jahr 2020 von Möhlhenrich et al. (42) an 20 Körperspenden an der Universität Aachen durchgeführt. Es wurden jeweils zwei parallel angeordnete Minischrauben paramedian im anterioren Gaumen digital geplant und anschließend inseriert. Zur Planungsvorbereitung wurde ein präoperatives FRS mit einem digitalen Oberkiefermodell, als 3D-Scan eines Gipsmodells, in der OnyxCeph Software überlagert. Die Planung erfolgte mittels TADmatch Modul (OnyxCeph). 10 Schraubenpaare wurden anschließend mittels einer gingivagetragenen Übertragungsschiene (GBG) aus Silikon inseriert und 10 weitere mittels einer zahngetragenen Silikonschiene (TBG). Die Anfertigung dieser Schienen erfolgte auf 3D-gedruckten Positionsmodellen mit Übertragungspfoften zur Aufnahme der konfektionierten Bohrhülse aus Metall. Inseriert wurden OrthoLox-Schrauben der Firma Promedia mit den Maßen 2 x 10 mm. Eine Vorbohrung fand nicht statt. Nach erfolgter Insertion wurden Scanbodies auf die Schrauben aufgesetzt und der Oberkiefer gescannt. Zur Auswertung wurde dieser Scan mit dem jeweiligen Montagmodell der Planung überlagert (Software Geomagic). Den Angaben von Möhlhenrich et al. ist zu entnehmen, dass die Scanbodies die gleichen Durchmesser wie die Übertragungspfoften aufwiesen, jedoch 4 mm kürzer waren. Die Berechnung der Abweichungen erfolgte über die größte lineare Differenz zwischen den Scanbodies und den Übertragungspfoften und wurde in der Breite und Länge gemessen. Die Angaben der Winkelabweichungen wurden in Projektion auf zwei Hilfsebenen angegeben: eine transverse Referenzebene, die in ventraler Anlehnung an die Übertragungspfoften aufgespannt wird und eine sagittale Referenzebene, die orthogonal zur Transversen verläuft. Es wurden statistisch signifikante Werte für die Differenz der lateralen Abweichungen gemessen ($p = .004$). Bei der Insertion mittels zahngetragener Schiene lag diese Abweichung bei 0.88 mm ($SD = 0.46$ mm) und bei der gingivagestützten Übertragung bei 1.65 mm ($SD = 1.03$ mm). Ebenso fanden sich signifikante Unterschiede bei den sagittalen

Winkelabweichungen mit 3.67° ($SD = 2.25^\circ$) in der Gruppe TBG im Vergleich zu 6.46° ($SD = 5.5$ mm) in der Gruppe GBG ($p = .043$). Für die vertikalen Abweichungen wurden Werte von 2.34 mm ($SD = 0.74$) TBG und 2.14 mm ($SD = 0.73$ mm) GBG ($p = .40$) angegeben. Die transversalen Winkelabweichungen betragen 3.60° ($SD = 2.89^\circ$) und 4.06° ($SD = 3.04^\circ$) ($p = .62$) und waren damit statistisch nicht signifikant (42).

Wie oben dargestellt, verzichteten Möhlhenrich et al. auf eine Vorbohrung zur Insertion der Schrauben. Laut Literaturangaben scheint jedoch eine Vorbohrung auch bei selbstbohrenden Schrauben empfehlenswert, nicht zuletzt deshalb, da zum Durchdringen der dichten Kortikalis ein erhöhter Anpressdruck notwendig wird, der es dem Behandler erschweren kann, die korrekte Insertionsrichtung beizubehalten (5).

Leider ließ die angewandte Auswertungsmethode keine Aussage über die Position der Schraubenspitze zu. Abweichungen an dieser Stelle scheinen aber besonders interessant und relevant, da es bei großen Abweichungen möglicherweise zur Verletzung anatomischer Strukturen in diesem Bereich kommen könnte.

Da das Koordinatensystem zur Bestimmung der Abweichungen bei Möhlhenrich et al. entlang der Schrauben bzw. Scanbodies ausgerichtet wurde und nicht - wie in der vorliegenden Untersuchung - entlang des Planungsmodells, ist ein direkter Vergleich der Messwerte nicht möglich. Ebenso wurde auf eine Bestimmung der Gesamtabweichung der Schraubenpositionen und Gesamtwinkelabweichung im 3D-Raum verzichtet.

5.5 Ausblick

Die Insertionstechnik mittels 3D-gedruckter Insertionsschablonen lieferte in nahezu allen untersuchten Kategorien die richtigsten und präzisesten Werte. Eine Untersuchung im Hinblick auf den Einfluss unterschiedlicher 3D-Drucker, -Druckverfahren oder -Druckmaterialien auf Übertragungspräzision und -richtigkeit ist lohnenswert. Auch eine Vergleichsstudie mit CAD/CAM-gefrästen Bohrschablonen bietet einen interessanten Ausblick.

Die Verwendung eines Silikons mit höherer Shore-Härte oder eine stärkere Tiefziehfolie sind eventuell sinnvoll, um die Übertragungsgenauigkeit der Silikon- und Tiefziehschienen zu steigern. Zudem sollten die Versuchsreihen von mehreren Behandlern durchgeführt werden. So lässt sich eine Aussage zur Interrater-Reliabilität treffen und der Einfluss erfahrener und unerfahrener Operateure auf die Ergebnisse wird sichtbar.

Eine bessere Patientensimulation oder eine In-vivo-Studie mit größerer Fallzahl könnten ebenfalls ein wünschenswerter Aspekt für eine weitere Untersuchung sein.

Des Weiteren stellt sich die Frage, ob eine DVT-Aufnahme als Planungsgrundlage signifikante Unterschiede im Vergleich zur Planung mittels FRS zeigt.

5.6. Schlussfolgerung

Abschließend ist festzuhalten, dass die via TADmatch geplante 3D-gedruckte Insertionsschiene ein zuverlässiges Tool für die Insertion kieferorthopädischer Mini-Implantate im Praxisalltag darstellt. Im Vergleich zu den anderen getesteten Insertionsmethoden fand eine richtigere, präzisere und reproduzierbarere Übertragung der geplanten Schraubenposition auf das Insertionsmodell statt. Auch das subjektive Empfinden in Umgang und Handhabung mit der 3D-gedruckten Schiene spiegeln dies wider. Weiterhin reduzierte die Anwendung aller Insertionsschablonen das Maß der Winkelabweichungen im Vergleich zur Freihandinsertion. Die manuelle Freihandinsertion lieferte im Vergleich zu den anderen getesteten Insertionsmethoden fast ausnahmslos die ungenauesten Werte.

Die Anwendung der Silikon- und Tiefziehschiene bieten zur 3D-gedruckten Insertionsschablone eine Alternative, jedoch verbunden mit einem geringeren Maß an Richtigkeit und Präzision. Dennoch stellen diese Schienen im klinischen Alltag ein sicheres Hilfsmittel zur Minischraubeninsertion dar. Berücksichtigt werden muss bei der präoperativen digitalen Planung der Schraubenposition die Art der Insertionsschablone. Vorab ist ein angemessener Sicherheitsabstand zu umliegenden Strukturen wie Nerven, Gefäßen oder Wurzeln einzuplanen. So kann verhindert werden, dass z.B. der Einsatz einer Silikonschablone, trotz der in dieser Arbeit gemessenen größeren *LOA*, der in der Literatur angegebene notwendige Mindestabstand zu den umliegenden Strukturen unterschritten wird. Eine Verletzung während des Insertionsprozesses kann damit vermieden werden.

Quellenverzeichnis

1. Wikipedia WF. Implantat 2021 [updated 02.09.2020. Available from: [https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Implantat&oldid=203327731.](https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Implantat&oldid=203327731)]
2. Pschyrembel - Klinisches Wörterbuch. Berlin, Boston: De Gruyter; 2012.
3. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Seminars in Orthodontics*. 2005;11(1):3-9.
4. Boehm B, Glasl B, Landes C, Lietz T, Schopf P, Wilmes B. Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Ludwig B, editor. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2007.
5. Baumgaertel S, Razavi MR, Hans MG. Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(4):621-7.
6. Sander FGS, N.; Ehrenfeld, M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde - Kieferorthopädie 2. ed. Stuttgart: Thieme; 2011.
7. Wehrbein H, Gollner P. Skeletal anchorage in orthodontics--basics and clinical application. *J Orofac Orthop*. 2007;68(6):443-61.
8. Bumann A, Wiemer K, Mah J. tomas - eine praxisgerechte Lösung zur temporären kieferorthopädischen Verankerung. (0945-7917 (Print)).
9. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*. 1945;31(8):406-17.
10. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 1983;17(4):266-9.
11. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 1997;31(11):763-7.
12. Angle EH. Treatment of malocclusion of the teeth and fractures of the maxillae. Angle's system. 6th. ed. Philadelphia, Pa.: The S. S. White Dental Manufacturing Co.; 1900.
13. Zawawi KH. Acceptance of orthodontic miniscrews as temporary anchorage devices. *Patient Prefer Adherence*. 2014;8:933-7.
14. Baumgaertel S. Temporary skeletal anchorage devices: the case for miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(5):558-64.
15. McGuire MK, Scheyer ET, Gallerano RL. Temporary anchorage devices for tooth movement: a review and case reports. *J Periodontol*. 2006;77(10):1613-24.
16. Kinzinger G, Wehrbein H, Byloff FK, Yildizhan F, Diedrich P. Innovative anchorage alternatives for molar distalization--an overview. (1434-5293 (Print)).
17. Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger GS, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *J Clin Orthod*. 2011;45(8):433-41; quiz 67.
18. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod*. 2005;39(9):539-47; quiz 1-2.
19. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(4 Suppl):S43-51.
20. Fah R, Schatzle M. Complications and adverse patient reactions associated with the surgical insertion and removal of palatal implants: a retrospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(6):653-8.
21. Winsauer H, Vlachoianis C, Bumann A, Vlachoianis J, Chrubasik S. Paramedian vertical palatal bone height for mini-implant insertion: a systematic review. *Eur J Orthod*. 2014;36(5):541-9.
22. Kim YH, Yang SM, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA, Kyung SH. Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):66-72.
23. Gahleitner A, Podesser B, Schick S, Watzek G, Imhof H. Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate. *Eur J Radiol*. 2004;51(3):257-62.

24. Asscherickx K, Hanssens JL, Wehrbein H, Sabzevar MM. Orthodontic anchorage implants inserted in the median palatal suture and normal transverse maxillary growth in growing dogs: a biometric and radiographic study. *Angle Orthod.* 2005;75(5):826-31.
25. Glatzmaier J, Wehrbein H, Diedrich P. [The development of a resorbable implant system for orthodontic anchorage. The BIOS implant system. Bioresorbable implant anchor for orthodontic systems]. *Fortschr Kieferorthop.* 1995;56(3):175-81.
26. Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):177-82.
27. 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):104-8.
28. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):779-84.
29. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(4):495-503.
30. Bernhart T, Vollgruber A, Gahleitner A, Dortbudak O, Haas R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(6):595-601.
31. King KS, Lam EW, Faulkner MG, Heo G, Major PW. Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: a computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(6):783-8.
32. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(1):42-7.
33. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* 2006;76(2):191-7.
34. Karagkiolidou A, Ludwig B, Pazera P, Gkantidis N, Pandis N, Katsaros C. Survival of palatal miniscrews used for orthodontic appliance anchorage: a retrospective cohort study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(6):767-72.
35. Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A, Drescher D. Multipurpose use of orthodontic mini-implants to achieve different treatment goals. *J Orofac Orthop.* 2012;73(6):467-76.
36. Di Leonardo B, Ludwig B, Lisson JA, Contardo L, Mura R, Hourfar J. Insertion torque values and success rates for paramedian insertion of orthodontic mini-implants : A retrospective study. *J Orofac Orthop.* 2018;79(2):109-15.
37. Martin W, Heffernan M, Ruskin J. Template fabrication for a midpalatal orthodontic implant: technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(5):720-2.
38. Tosun T, Keles A, Erverdi N. Method for the placement of palatal implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(1):95-100.
39. Cousley R. Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(6):723-9.
40. Ludwig B, Hourfar J, Glasl B. Planung und Herstellung einer im anterioren Gaumen skelettal verankerten Apparatur. (0945-7917 (Print)).
41. Eigenwillig P, Chhatwani S, Ludwig B. Digitaler Workflow bei der Anwendung von Miniimplantaten. (0945-7917 (Print)).
42. Mohlhenrich SC, Brandt M, Kniha K, Prescher A, Holzle F, Modabber A, Wolf M, Peters F. 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):4425-31.
43. Maino BG, Paoletto E, Lombardo L, 3rd, Siciliani G. A Three-Dimensional Digital Insertion Guide for Palatal Miniscrew Placement. *J Clin Orthod.* 2016;50(1):12-22.

44. Cassetta M, Altieri F, Di Giorgio R, Barbato E. Palatal orthodontic miniscrew insertion using a CAD-CAM surgical guide: description of a technique. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018;47(9):1195-8.
45. Kirnbauer B, Rugani P, Jakse N. Fully guided placement of orthodontic miniscrews – a technical report *Australian Orthodontic Journal.* 2019;35:71-4.
46. Lohmann S. Eigenschaften biologischer Materialien zur Simulation menschlicher Bewegung: funktionell-anatomische Grundlagen und Materialeigenschaften zur Erstellung dreidimensionaler Körpermodelle im Computer. 2005.
47. Sawbones. Cranio and maxillofacial surgical catalog 2016.
48. Gantous A, Phillips JH. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg.* 1995;95(7):1165-9.
49. Währisch K. Vergleich der Strahlenbelastung von konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen mit konventionellen und indikationsabhängigen dosisreduzierten digitalen Volumentomographien: Medizinische Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin; 2015.
50. Maino G, Paoletto E, Lombardo L, Siciliani G. MAPA: a New High-precision 3D Method of Palatal Miniscrew Placement. *European Journal of Clinical Orthodontics.* 2015;3:41-7.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Sarah Löschmann, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „*Untersuchung zur Genauigkeit der Implantation orthodontischer Mini-Implantate mittels verschiedener Insertionsschablonen nach digitaler Positionsplanung*“ „*Analysis of the accuracy of the implantation of orthodontic mini-implants using different insertion guides after digital position planning*“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum Unterschrift

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Danksagung

Ich danke Herrn Professor Dr. Axel Bumann, der mir die Möglichkeit gab, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen. Seine Anregungen und kontinuierliche Unterstützung waren hilfreich und wertvoll für das Gelingen dieser Arbeit. Auch dem Mesantis-Team gilt an dieser Stelle mein Dank. Ganz besonders bedanke ich mich bei Herrn Yaser Mansour für seine Hilfestellung im Labor.

Mein Dank richtet sich auch an meinen Zweitbetreuer Herrn Professor Dr. Florian Beuer.

Vielen Dank an Herrn Hartwig Ahnfeldt und sein Team von Promedia für die freundliche Unterstützung und umfangreiche Bereitstellung der verwendeten Materialien.

Herrn Dr. Tom Kühnert von Image Instruments danke ich herzlich für seine freundliche, umfangreiche und geduldige Betreuung im Zusammenhang mit der OnyxCeph-Software.

Beim Team von Rübeling und Klar, insbesondere bei Herrn Daniel Ellmann und Herrn Lars Bartsch, bedanke ich mich für das Sponsoring im Rahmen des 3D-Drucks und der CAD/CAM-Fräsuren.

Vielen Dank auch an Frau Dr. Christine Voslamber für die Nutzung ihrer Praxisräumlichkeiten und an Herrn Erik Kirst für die Betreuung im Rahmen der statistischen Auswertung.

Edith danke ich für das eifrige Korrekturlesen und die inspirierenden Gedanken. Von Herzen danke ich Judith für ihren tatkräftigen und selbstlosen Einsatz, der es mir ermöglichte, die notwendige Zeit für diese Arbeit zu finden. Phillip danke ich für seinen unbeirrten Beistand und ermutigenden Rückhalt.

Bescheinigung Statistik



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften

Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBiKE)

Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Postanschrift:
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
Besucheranschrift:
Reinhardtstr. 58 | 10117 Berlin

Tel. +49 (0)30 450 562171
geraldine.rauch@charite.de
<https://biometrie.charite.de/>



Name, Vorname: Löschmann (geb. Krahl), Sarah
Emailadresse: [REDACTED]
Matrikelnummer: [REDACTED]
PromotionsbetreuerIn: Prof. Dr. Axel Bumann
Promotionsinstitution/ Klinik: CC03 Abteilung für Mund-,
Kiefer- und Gesichtschirurgie mit Arbeitsbereich Oralmedizin,
zahnärztliche Röntgenologie und Chirurgie

Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Frau Sarah Löschmann (geb. Krahl) innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBiKE) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 11.12.2018
- Termin 2: 18.01.2019
- Termin 3: 10.04.2019
- Termin 4: 23.01.2020
- Termin 5: 02.11.2020

Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- Präzisierung der Endpunktdefinition
- Einfluss veränderter Versuchsaufbauten auf Fallzahl-/Powerberechnung
- Unterscheidung von confirmatorischen und explorativen Studien

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 06.08.2021

[REDACTED]

Name der Beraterin: [REDACTED]

Unterschrift Beraterin, Institutsstempel

