

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktorin: Prof. Dr. med. dent. A. Wichelhaus

***Ex-vivo-Studie zur Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter  
Bracketpositionen - Ein Vergleich additiv gefertigter  
Bracketübertragungsschienen mit Polyvinyl-Siloxan Trays***

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

Vorgelegt von

Hisham Sabbagh

aus Nürnberg

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. A. Wichelhaus

Mitberichterstatter: PD Dr. Dr. Florian Probst

PD Dr. med. dent. Marcel Reymus

Mitbetreuung durch die promovier-

ten Mitarbeiter:

PD Dr. rer. nat. Uwe Baumert

Dipl.-Ing. Thomas Stocker

Dekan: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 13.08.2021

---

*In Liebe und Dankbarkeit meiner Familie gewidmet*

# Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung.....	VI
Abstract (English).....	VII
Abbildungsverzeichnis.....	VIII
Tabellenverzeichnis .....	XI
Abkürzungsverzeichnis.....	XII
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Literaturübersicht.....</b>	<b>2</b>
2.1 Bracketpositionierung .....	2
2.1.1 Direkte Bracketpositionierung .....	3
2.1.2 Indirekte Bracketpositionierung .....	4
2.2 Vergleich der Bracketpositionierungsgenauigkeit bei direkter und indirekter Technik.....	4
2.3 Vergleich der Bracketpositionierungsgenauigkeit bei verschiedenen indirekten Techniken.....	5
2.4 Virtuelle Bracketplatzierung & CAD/CAM-Fertigung von Übertragungsschienen.....	6
<b>3 Fragestellung und Zielsetzung.....</b>	<b>8</b>
<b>4 Material und Methodik.....</b>	<b>9</b>
4.1 Virtuelle Bracketplatzierung und Etablierung des Referenzdatensatzes.....	9
4.2 Herstellung der Bracketübertragungsschienen.....	11
4.2.1 Design der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen .....	11
4.2.2 Herstellung der additiv gefertigten Brackettransferschienen .....	13
4.2.3 Herstellung der PVS Trays.....	15
4.3 Herstellung der Modelle zur Bracketübertragung .....	17
4.4 Bracketübertragung .....	18
4.4.1 Bracketübertragung mit 3D gedruckten Transferschienen .....	18
4.4.2 Bracketübertragung mit Polyvinylsiloxan Trays .....	19
4.5 Digitalisierung der Modelle nach Bracketübertragung .....	19
4.6 Überlagerung und Messwertberechnung .....	21
4.6.1 Überlagerung der Modellscans mit dem Referenzdatensatz.....	21
4.6.2 Zuordnung der Bracketkoordinatensysteme der virtuellen Brackets an die gescannten Bracketpositionen .....	22
4.6.3 Bestimmung der Umsetzungsgenauigkeit.....	23

4.7	Statistische Auswertung .....	26
<b>5</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>28</b>
5.1	Ergebnisse der Validierungsmessungen und Ermittlung der Teststärke.....	28
5.2	Positions- und Orientierungsabweichungen bezogen auf die Material- und Zahngruppen .....	30
5.3	Häufigkeit der Richtungsabweichungen bezogen auf die Materialgruppen und Zahngruppen.....	35
5.4	Prävalenz klinisch akzeptabler Bracketübertragungen bezogen auf die Material- und Zahngruppen.....	48
<b>6</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>52</b>
6.1	Diskussion der Ergebnisse .....	52
6.2	Diskussion der Methodik .....	57
6.3	Limitationen der Studie.....	59
<b>7</b>	<b>Schlussfolgerungen .....</b>	<b>62</b>
<b>8</b>	<b>Ausblick.....</b>	<b>63</b>
	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>64</b>
	<b>Danksagung.....</b>	<b>68</b>

## Zusammenfassung

**Hintergrund und Ziel:** Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung verschiedener Methoden der indirekten Bracketübertragung. Die Genauigkeit der Bracketübertragung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus zwei verschiedenen Materialien und Polyvinyl-Siloxan Trays wurde anhand der Abweichungen der erreichten Bracketpositionen zu den virtuell geplanten Bracketpositionen verglichen.

**Material und Methodik:** Die Zielpositionen der Brackets wurden mit der Software OnyxCeph<sup>3</sup><sup>TM</sup> virtuell geplant. Zehn additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen aus dem Material Nextdent Ortho IBT (Gruppe I), zehn Polyvinyl-Siloxan-Trays (Gruppe II) und zehn additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen aus dem Material Dreve FotoDent IBT 385 nm (Gruppe III) wurden hergestellt. Je Materialgruppe wurden 120 Brackets am Phantompatienten auf Duplikatmodelle übertragen, die anschließend digitalisiert wurden. Positions- und Orientierungsabweichungen zu den virtuell geplanten Positionen wurden computergestützt durch Messung von sechs verschiedenen Dimensionen (mesio-distal, occluso-gingival, bucco-lingual, Rotation, Angulation und Torque) analysiert und ausgewertet.

**Ergebnisse:** Im Vergleich zu den virtuell geplanten Bracketpositionen waren die Brackets für alle Materialgruppen nach der Übertragung häufiger gingival, lingual mit einem nach buccal gerichteten Torque positioniert. Molarenattachements zeigten im Vergleich zu Brackets anderer Zahngruppen die größten Positions- und Orientierungsabweichungen, überschritten dabei jedoch nicht die Grenzwerte für klinisch akzeptable Bracketübertragungen von 0,25 mm und 1°. Zwischen Gruppe II und Gruppe III zeigten sich in Bezug auf klinisch akzeptable Bracketübertragungen signifikante Unterschiede in der Kategorie Rotation ( $p < 0.01$ ).

**Schlussfolgerungen:** Mit allen untersuchten Materialgruppen wurde eine präzise Umsetzung virtuell geplanter Bracketpositionen erreicht. Die indirekte Bracketpositionierung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus dem Material FotoDent IBT 385 nm erzielte dabei gleichwertige Ergebnisse wie die Goldstandardmethode mit Polyvinyl-Siloxan Trays. Gegenüber additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus dem Material Nextdent Ortho IBT zeigten sich leichte Vorteile für Polyvinyl-Siloxan Trays.

## Abstract (English)

**Objective:** To investigate different methods for orthodontic indirect bonding. Bracket transfer accuracy of 3D printed trays made from two different materials and silicone trays were compared by means of deviations to virtually planned bracket positions.

**Materials and Methods:** Reference brackets positions were virtually determined with the software OnyxCeph<sup>3</sup>™. 10 3D-printed trays of the material Nextdent Ortho IBT (group I), 10 silicone trays (group II) and 10 3D-printed trays of the material Dreve FotoDent IBT 385 nm (group III) were fabricated for bracket transfer. For each group 120 brackets were transferred to duplicate models on a phantom patient, which were subsequently digitized. Deviations between achieved and planned bracket positions and orientations were computed and analyzed by measuring six different dimensions (mesio-distal, occluso-gingival, bucco-lingual, tip, torque, rotation).

**Results:** In comparison to the virtually planned bracket positions, brackets for all material groups were more frequently positioned gingivally, lingually with a buccally directed torque after the transfer. Molar attachments showed the greatest positional and orientation deviations compared to brackets of other tooth groups, but did not exceed the limit values for clinically acceptable bracket transfers of 0.25 mm and 1°. Between group II and group III there were significant differences in clinically acceptable bracket transfers in the rotation category ( $p < 0.01$ ).

**Conclusions:** With all investigated material groups a precise implementation of virtually planned bracket positions was achieved. Indirect bonding with 3D-printed trays made of the material FotoDent IBT 385 nm achieved results equivalent to the gold standard method with silicone trays. Silicone trays showed slight advantages over 3D-printed trays made of Nextdent Ortho IBT.

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Digitalisierung des Referenzmodells.....	9
Abb. 2:	Import und Segmentierung des Oberkieferscans.....	10
Abb. 3:	Virtuelle Bracketplatzierung .....	10
Abb. 4:	Referenzdatensatz mit virtuell platzierten Brackets.....	11
Abb. 5:	Gestaltungsmöglichkeiten additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen .....	12
Abb. 6:	Konfiguration der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen .....	12
Abb. 7:	Vorschau der fertig gestalteten Brackettransferschiene mit eingefügten virtuellen Brackets zur visuellen Kontrolle der konfigurierten Bracketfassungen. ....	13
Abb. 8:	Vorbereitung der additiven Fertigung der Bracketübertragungsschienen .....	13
Abb. 9:	Additive Fertigung der Bracketübertragungsschienen .....	14
Abb. 10:	Nachbearbeitung der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen .....	15
Abb. 11:	Virtuelle Gestaltung eines Modells mit Positionierungshilfen.....	15
Abb. 12:	3D Druck der Modelle mit Kylix (a) Druckvorbereitung (b) SLA-Drucker .....	16
Abb. 13:	Herstellung der PVS-Trays .....	17
Abb. 14:	Herstellung der Modelle zur Bracketübertragung .....	18
Abb. 15:	Bracketübertragung am Phantompatienten .....	19
Abb. 16:	Digitalisierungsprozess.....	20
Abb. 17:	Vergleich der Scanqualität bei Digitalisierung mit verschiedenen Scansystemen .....	20
Abb. 18:	Überlagerung der Modellscans mit dem Referenzdatensatz.....	22
Abb. 19:	Zuordnung der Bracketkoordinatensysteme der virtuellen Brackets an die gescannten Positionen .....	23
Abb. 20:	Messwerttabelle mit Ausgabe der Werte der Positionsabweichungen, Orientierungsabweichungen (3D Transformation mit Rotationsabfolge) und Orientierungsabweichungen (Projektion) .....	24
Abb. 21:	Grafische Darstellung des Koordinatensystems der OnyxCeph <sup>3</sup> ™-Software...	25
Abb. 22:	Koordinatensystem .....	26



---

Abb. 23 Bland-Altman-Plot für lineare Abweichungen für die Messreihen 1 und 2 der Validierung .....	28
Abb. 24 Bland-Altman-Plot für anguläre Abweichungen für die Messreihen 1 und 2 der Validierung.....	29
Abb. 25: Lineare Positionsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung .....	32
Abb. 26: Anguläre Orientierungsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung .....	32
Abb. 27: Lineare Positionsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung .....	34
Abb. 28: Anguläre Orientierungsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung. ....	35
Abb. 29: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Postionsabweichungen in mesio-distaler Richtung für die untersuchten Materialgruppen.....	37
Abb. 30: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Postionsabweichungen in occluso-gingivaler Richtung für die untersuchten Materialgruppen .....	38
Abb. 31: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Postionsabweichungen in bucco-lingualer Richtung für die untersuchten Materialgruppen.....	38
Abb. 32: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Angulation) für die untersuchten Materialgruppen .....	39
Abb. 33: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die occluso-gingivale Achse (Rotation) für die untersuchten Materialgruppen .....	40
Abb. 34: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Torque) für die untersuchten Materialgruppen .....	41

---

Abb. 35:	Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Postionsabweichungen in mesio-distaler Richtung für die untersuchten Zahngruppen.....	43
Abb. 36:	Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Postionsabweichungen in occluso-gingivaler Richtung für die untersuchten Zahngruppen.....	44
Abb. 37:	Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Postionsabweichungen in bucco-lingualer Richtung für die untersuchten Zahngruppen.....	45
Abb. 38:	Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die bucco-lingualer Achse für die untersuchten Zahngruppen.....	46
Abb. 39:	Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die mesio-distale Achse für die untersuchten Zahngruppen.....	47
Abb. 40:	Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die occluso-gingivale Achse für die untersuchten Zahngruppen.....	47
Abb. 41:	Vergleich der Häufigkeiten klinisch akzeptabler Bracketübertragungen für die untersuchten Materialgruppen.....	49
Abb. 42:	Vergleich der Häufigkeiten klinisch akzeptabler Bracketübertragungen für die untersuchten Zahngruppen.....	51

---

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Analyse der Daten der Validierungsmessungen.....	29
Tab. 2:	Medianwerte und Standardabweichungen der Positions- und Orientierungsabweichungen für die untersuchten Materialgruppen.....	30
Tab. 3:	Medianwerte und Standardabweichungen der Positions- und Orientierungsabweichungen für die untersuchten Zahngruppen .....	33
Tab. 4:	Übersicht der Häufigkeiten der Richtungsabweichungen für die untersuchten Materialgruppen. ....	36
Tab. 5:	Übersicht der Häufigkeiten der Richtungsabweichungen für die untersuchten Zahngruppen.....	42
Tab. 6:	Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen bezogen auf die untersuchten Materialgruppen. ....	48
Tab. 7:	Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen bezogen auf die untersuchten Zahngruppen.....	50

## Abkürzungsverzeichnis

ABO	American Board of Orthodontics
CT	Computertomografie
DLP	Digital Light Processing
DVT	Digitale Volumetomographie
ICP	Iterative Closest Point
MIM	Metal Injection Moulding
MRT	Magnetresonanztomographie
PVS	Polyvinyl-Siloxan
SLA	Stereolithography Apparatus
STL	Standard Tessellation Language

# 1 Einleitung

In der festsitzenden kieferorthopädischen Therapie werden Brackets, Bänder und Bukkalröhrchen genutzt, um Kräfte und Drehmomente auf Zähne zu übertragen und dadurch Zahnbewegungen zu induzieren. Brackets und Bukkalröhrchen können dabei entweder direkt mit einem Instrument oder indirekt über eine Übertragungshilfe auf den Zähnen positioniert werden.

Die akkurate Positionierung kieferorthopädischer Brackets spielt bei den heute verwendeten vorprogrammierten Systemen eine entscheidende Rolle. Abweichungen von den korrekten Bracketpositionen können zu unerwünschten Zahnbewegungen führen und kompensatorische Biegungen oder das Umkleben von Brackets notwendig machen. Dies kann zu schlechteren Behandlungsergebnissen und zur Verlängerung der Gesamtbehandlungszeit führen.

Fortschritte in der computergestützten Planungs- und Fertigungstechnik ermöglichen heute die virtuelle Planung von Bracketpositionen und die digitale Gestaltung sowie additive Fertigung von Bracketübertragungsschienen. Dadurch können Positionierungsfehler minimiert und die Behandlungseffizienz gesteigert werden.

Mit der Entwicklung hochpräziser orthodontischer Behandlungstechniken, wie der V-Slot Technik (Wichelhaus 2017), kommt der Präzision der Bracketpositionierung eine noch größere Bedeutung zu, da Drehmomente exakt übertragen werden.

Ziel dieser Arbeit war es, zu untersuchen, ob die Präzision der Bracketpositionierung durch die Anwendung computergestützter Verfahren erhöht werden kann. Dafür wurde die Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter Bracketpositionen zwischen additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen und Polyvinyl-Siloxan Trays verglichen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Bracketpositionierung

Die straight-wire Technik nach Andrews (1976a) ist die am häufigsten angewandte Technik in der festsitzenden kieferorthopädischen Behandlung (Fukuyo K. 2004).

Das Konzept der straight-wire Technik beruht auf der Definition idealisierter Zahnbögen und sechs Schlüsselfaktoren einer Idealokklusion (Andrews 1972). Durch die spezielle Konstruktion der Brackets werden Informationen der zahnspezifischen Positionsmerkmale in allen drei Raumrichtungen vorprogrammiert.

Die als Prescription bezeichnete Gesamtheit dieser Informationen kann im Rahmen der Grenzen des Systems nur dann umgesetzt werden, wenn die Brackets korrekt auf der Zahnoberfläche positioniert werden (Birdsall et al. 2012; Brown et al. 2015; Garino und Garino 2005; Grunheid et al. 2016).

Mehrere Autorengruppen haben die Auswirkungen fehlerhafter Bracketplatzierung in der straight-wire Technik untersucht. So kann beispielsweise ein vertikaler Bracketplatzierungsfehler um 1mm den resultierenden Torquewert um  $10^\circ$  verändern (Germane et al. 1989). Ein Angulationsfehler um  $2^\circ$  kann eine vertikale Abweichung der Randleiste eines Molaren von 0,5 mm bewirken (Grunheid et al. 2016).

Durch fehlerhafte Bracketplatzierung können das Behandlungsergebnis negativ beeinflusst und die Behandlungsdauer prolongiert werden (Carlson und Johnson 2001; Grunheid et al. 2016). Auch können dadurch kompensatorische Biegungen oder die Neupositionierung von Brackets notwendig werden (Aguirre et al. 1982; Birdsall et al. 2012; Carlson und Johnson 2001; Castilla et al. 2014; El-Timamy et al. 2016; Guenthner TA 2007; Suarez und Vilar 2010).

Eine Vielzahl von Faktoren spielen bei der korrekten Positionierung von Brackets eine Rolle (De Oliveira et al. 2019). Dazu gehören Patientenkooperation, Speichelfluss, Mundöffnung, Abweichungen in der Zahnmorphologie (Miethke und Melsen 1999), die Komplexität der Malokklusion, der Brackettyp (Birdsall et al. 2012) und die unterschiedliche Auffassung der idealen Bracketposition (Armstrong et al. 2007).

In der Literatur sind verschiedene Bracketplatzierungsprotokolle beschrieben (Andrews 1976b; Kalange 1999; McLaughlin und Bennett 1995; Ricketts 1976; Roth 1987) und es herrscht keine Einigkeit hinsichtlich einer zu favorisierenden Methode (Suarez und Vilar 2010).

Nach Andrews (1976a) sollten bei der straight-wire Technik die Brackets auf dem Mittelpunkt der klinischen Krone (facial axis point) und entlang der Längsachse der klinischen Krone positioniert werden (facial axis of the clinical crown).

Jedoch liegen die Mittelpunkte der klinischen Kronen nicht zwangsläufig in einer Ebene (Dellinger 1978; McLaughlin und Bennett 1995) und faziale Konturen der Zähne desselben Typs sind nicht konstant (Germane et al. 1989).

Nach McLaughlin und Bennett (1995) sollten Brackets in bestimmten Abständen zu den Inzisalkanten oder Höckerspitzen positioniert werden. Dazu werden Messlehren und an die klinische Kronenlänge angepasste Platzierungstabellen empfohlen.

Jedoch werden so der Abrasionsgrad, abweichende Zahnformen und die Konvexität der Zähne außer Acht gelassen (Suarez und Vilar 2010).

Weitere Autoren empfehlen die Bracketpositionierung abhängig vom Gingivaverlauf oder in Relation zur Höhe der Randleisten (Kalange 1999).

Keine der genannten Methoden scheint einen entscheidenden Vor- oder Nachteil gegenüber den jeweils anderen Methoden zu haben (Armstrong et al. 2007). Selbst bei richtiger Ausführung führt keine der Methoden zu idealen klinischen Ergebnissen (Fukuyo K. 2004), sodass Nachjustierungen notwendig bleiben (Dellinger 1978; Germane et al. 1989; Miethke und Melsen 1999; Suarez und Vilar 2010).

Daraus ist zu schließen, dass in der straight-wire Technik keine allgemeingültige, ideale Bracketposition definiert werden kann. Dafür wären Weiterentwicklungen erforderlich, welche individuelle anatomische Gegebenheiten berücksichtigen.

Ein Ansatz für die Lösung dieses Problems ist die CAD/CAM-Technologie, welche die virtuelle Bracketplatzierung und Simulation der Zahnbewegungen bei Anwendung dieser Positionen ermöglicht (Suarez und Vilar 2010).

### **2.1.1 Direkte Bracketpositionierung**

Brackets können entweder direkt mit einem Instrument oder indirekt über eine Übertragungshilfe positioniert werden. Die direkte Platzierung ist die am häufigsten angewandte Methode (Keim et al. 2014).

Neben schwer quantifizierbaren Einflussfaktoren wie der schlechten Übersicht und Zugänglichkeit, z.B. bei eingeschränkter Mundöffnung oder kleiner Mundspalte, starkem Speichelfluss und der Patientencompliance ist die Positionierungsgenauigkeit in der direkten Technik von der Erfahrung, dem Sehvermögen und den manuellen Fertigkeiten des Behandlers abhängig (Garino und Garino 2005; Germane et al. 1989).

Bracketplatzierungsfehler entstehen allerdings auch dann, wenn Brackets durch erfahrene Behandler in-vitro direkt positioniert werden (Balut et al. 1992; Brown et al. 2015).

### **2.1.2 Indirekte Bracketpositionierung**

Bei der indirekten Bracketplatzierung werden Brackets über zwei Schritte auf den Zähnen positioniert. Im ersten Schritt wird ausgehend von einer Kieferabformung oder einem Intraoralscan eine Schiene zur Bracketübertragung angefertigt. Danach werden die Brackets über die Übertragungsschiene auf den Zähnen positioniert.

Die indirekte Klebetechnik wurde erstmals von Silverman et al. (1972) beschrieben. Seither sind eine Vielzahl verschiedener Materialien und Laborprozesse für die Herstellung von Bracketübertragungsschienen entwickelt worden.

Vorteile des indirekten Klebens sind uneingeschränkte Sicht bei der Bracketplatzierung und erleichterte Speichelkontrolle (Gange 2015), erhöhter Patientenkomfort (Guenthner TA 2007; Kim et al. 2018; Koo et al. 1999; White 1999), eine verkürzte Stuhlzeit (Dalessandri et al. 2012; Guenthner TA 2007; Li et al. 2019; Thomas 1979; Yildirim und Saglam-Aydinatay 2018) sowie eine verkürzte Gesamtbehandlungszeit (Kalange 2004).

Vorrangiges Ziel des indirekten Klebens ist jedoch, die Präzision der Bracketplatzierung zu erhöhen, indem der Prozess der Positionierung ohne die klinisch bestehenden Einschränkungen vorgenommen werden kann (Grunheid et al. 2016).

Ein Nachteil des indirekten Klebens ist der erhöhte Kosten- und Zeitaufwand durch den Laborprozess (Aguirre et al. 1982; Li et al. 2019; Sondhi 1999).

Seit der Einführung hochgefüllter Kompositwerkstoffe für die Bracketbefestigung werden die gleichen Scherhaftungswerte wie bei der direkten Technik erreicht (Swetha et al. 2011), sodass kein Nachteil hinsichtlich der Bracketverlusten besteht (Li et al. 2019).

## **2.2 Vergleich der Bracketpositionierungsgenauigkeit bei direkter und indirekter Technik**

Trotz der hohen klinischen Relevanz gibt es verhältnismäßig wenige Studien, welche die direkte und indirekte Bracketplatzierungstechnik miteinander vergleichen (Hodge et al. 2004).

Geringe Fallgrößen, stark unterschiedliche Methodiken und intra- und inter-examine Variabilität machen es schwierig, sichere Schlussfolgerungen aus der Literatur zu ziehen (Aguirre et al. 1982). Die Vergleichbarkeit ist zusätzlich durch die Problematik einer Definition der idealen Bracketposition erschwert.



Ein systematischer Review kam zu der Schlussfolgerung, dass die Studienlage keinen Rückschluss auf signifikante Unterschiede zwischen der direkten und indirekten Bracketplatzierungsmethode zulässt (Li et al. 2019).

Yildirim und Saglam-Aydinatay (2018) hingegen konnten in einer randomisierten, klinischen Studie zeigen, dass die Anwendung der indirekten Technik gemäß dem American Board of Orthodontics Objective Grading System bessere Ergebnisse erzielt.

Shpack et al. (2007), Aguirre et al. (1982) und Koo et al. (1999) konnten ebenfalls signifikante Vorteile für die indirekte Bracketplatzierung feststellen.

Jedoch ermöglicht weder die direkte noch die indirekte Klebetechnik eine fehlerfreie Bracketpositionierung (Aguirre et al. 1982; Balut et al. 1992; Brown et al. 2015; Hodge et al. 2004; Israel et al. 2011; Koo et al. 1999).

### **2.3 Vergleich der Bracketpositionierungsgenauigkeit bei verschiedenen indirekten Techniken**

Die meisten Bracketübertragungsschienen werden aus thermoplastischen Materialien, Polyvinyl-Siloxanen (PVS) oder aus Kombinationen dieser beiden Materialien hergestellt (Castilla et al. 2014). Dabei gibt es wenige Untersuchungen, die verschiedene indirekte Klebetechniken miteinander vergleichen (Schmid et al. 2018).

Castilla et al. (2014) verglich fünf verschiedene, in der Literatur beschriebene Laborprozesse zur Herstellung von Bracketübertragungsschienen. Dabei zeigten PVS Trays die höchste Positionierungsgenauigkeit.

Dörfer (2006) und Schmid et al. (2018) verglichen drei beziehungsweise zwei verschiedene indirekte Methoden und stellten ebenfalls Vorteile hinsichtlich der Positionierungsgenauigkeit für PVS Trays fest.

Grunheid et al. (2016) untersuchten die Bracketpositionierungsgenauigkeit von PVS Trays in-vivo und schlussfolgerten, dass die indirekte Bracketplatzierung zu klinisch akzeptablen Bracketpositionen mit einer hohen Positionierungsgenauigkeit führt.

Seit einigen Jahren gibt es auch die Möglichkeit, Bracketpositionen virtuell zu planen und Bracketübertragungsschienen aus elastischen Materialien auf Methacrylatbasis additiv zu fertigen. Diese Methode wurde erstmals von Christensen (2018) wissenschaftlich beschrieben. Es liegen bisher nur vereinzelte Untersuchungen vor, die additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen mit anderen indirekten Techniken vergleichen (Duarte et al. 2019).

Pottier et al. (2020) verglichen erstmals die Bracketpositionierungsgenauigkeit von PVS Trays mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen. Dabei war die Genauigkeit beider Methoden klinisch akzeptabel, jedoch war die Übertragung mit PVS-Trays präziser. Die indirekte Bracketpositionierung mit PVS-Trays stellt daher nach wie vor den Goldstandard in der indirekten Klebetechnik dar.

## **2.4 Virtuelle Bracketplatzierung & CAD/CAM-Fertigung von Übertragungsschienen**

In der Kieferorthopädie wird die CAD/CAM Technologie unter anderem verwendet, um virtuelle Set-Ups, individuelle Bracketbasen, durch Roboter geformte Bögen und Aligner herzustellen (Graf et al. 2017). Außerdem ist die virtuelle Bracketpositionierung und additive Fertigung von Bracketübertragungsschienen möglich.

Es liegen nur wenige Studien vor, welche die indirekte Klebetechnik unter Anwendung von CAD/CAM Technologien untersuchen (Duarte et al. 2019; Joiner 2010).

Für die Verwendung additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen werden verschiedene Vorteile angenommen: durch die virtuelle Bracketplatzierung und die digitale Gestaltung der Übertragungsschienen entfallen Arbeitsschritte wie die manuelle Herstellung eines physischen Modells und die Rückübertragung der auf diesem Modell platzierten Brackets auf die Übertragungsschiene. Dadurch kommen die Bracketbasen nicht mit anderen Materialien wie temporären Adhäsiven, Gips oder Kunststoff in Kontakt. Möglicherweise könnte der Haftverbund so gesteigert werden, da die Bracketbasen nicht kontaminiert werden und deshalb nicht gereinigt werden müssen (Duarte et al. 2019).

Ein weiterer Vorteil der virtuellen Planung der Bracketpositionen besteht in der Berücksichtigung der dreidimensionalen Daten aus bildgebenden Verfahren, z.B. der Digitalen Volumentomographie (DVT), Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT). Dadurch können die Wurzelgeometrien und die tatsächlichen Zahnachsen der Planung zugrunde gelegt werden (El-Timamy et al. 2016). Die virtuelle Bracketplanung ermöglicht außerdem, die Auswirkungen der gewählten Bracketposition bereits vor Beginn der Behandlung abzuschätzen, indem die Auswirkungen der Behandlung mit bestimmten Bogensequenzen simuliert wird (Suarez und Vilar 2010).

Dabei gelingt die virtuelle Bracketplatzierung sowohl erfahrenen Kieferorthopäden als auch Berufsanfängern präziser als auf einem analogen Modell (De Oliveira et al. 2019). Auch die Bracketübertragung mit additiv gefertigten Schienen ist nicht von der Erfahrung des Behandlers abhängig (Duarte et al. 2019).

Durch die Anwendung von CAD/CAM Verfahren kann die durchschnittliche Behandlungsdauer reduziert werden, wenn indirekte Klebeverfahren und eine Individualisierung der Bracketbasen vorgenommen werden. In einer Untersuchung von Brown et al. (2015) war die durchschnittliche Gesamtbehandlungsdauer bei Anwendung der indirekten Bracketpositionierung um 5 Monate kürzer als bei direkter Positionierung der Brackets. Bei einer zusätzlichen Individualisierung der Bracketbasen war die Gesamtbehandlungsdauer um weitere 3 Monate kürzer. Die indirekte Bracketpositionierung hatte damit einen größeren Einfluss auf die Behandlungseffizienz als die Individualisierung der Bracketbasen. Bei Kombination der beiden Verfahren war die Behandlungseffizienz um 36% höher.

Weber et al. (2013) stellten ebenfalls eine verkürzte Behandlungszeit sowie eine Reduktion der notwendigen Behandlungstermine bei Anwendung von CAD/CAM Verfahren fest, verglichen jedoch konventionelle mit selbstligierenden Systemen. Die Autoren schlussfolgerten, dass die beobachtete Steigerung der Behandlungseffizienz unter anderem auf die erhöhte Präzision bei der Bracketplatzierung zurückzuführen ist.

### 3 Fragestellung und Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung zweier verschiedener Methoden der indirekten Bracketpositionierung. Additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen und Polyvinyl-Siloxan Trays wurden bezüglich der Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter Bracketpositionen miteinander verglichen. Da für PVS-Trays die höchste Positionierungsgenauigkeit in der Literatur belegt war, wurde diese Methode als Referenzmethode angesehen. Hingegen lagen wenige Studien zur Positionierungsgenauigkeit mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen vor, wobei keine dieser Studien die Materialunterschiede innerhalb dieser Methode untersuchte. Daher wurden in der vorliegenden Arbeit zwei verschiedene Materialien für die additive Fertigung untersucht.

Die Bestimmung der Umsetzungsgenauigkeit erfolgte durch die Überlagerung der virtuell geplanten Bracketpositionen als Referenzposition mit den erreichten Positionen nach dem Klebevorgang. Anschließend erfolgte die Berechnung der Differenzen im Sinne von Positions- und Orientierungsabweichungen. Diese wurden in Bezug gesetzt zu klinisch relevanten Grenzwerten. Zusätzlich wurde untersucht, ob Unterschiede hinsichtlich der Umsetzungsgenauigkeit für Brackets verschiedener Zahngruppen (Molaren, Prämolaren, Eckzähne, Inzisiven) vorlagen. In dieser Studie wurde erstmals die indirekte Positionierung selbstligierender Brackets mit additiven Bracketübertragungsschienen untersucht und verglichen.

Die Nullhypothesen lauteten:

- Die Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter Bracketpositionen ist gleich für additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen und Bracketübertragungsschienen aus PVS.
- Es besteht kein Unterschied hinsichtlich der Umsetzungsgenauigkeit additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen aus verschiedenen Materialien.
- Es besteht kein Unterschied hinsichtlich der Umsetzungsgenauigkeit zwischen Brackets verschiedener Zahngruppen.

Die Alternativhypothesen lauteten:

- Die Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter Bracketpositionen ist nicht gleich für additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen und Bracketübertragungsschienen aus PVS.
- Es besteht ein Unterschied hinsichtlich der Umsetzungsgenauigkeit additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen aus verschiedenen Materialien.
- Es besteht ein Unterschied hinsichtlich der Umsetzungsgenauigkeit zwischen Brackets verschiedener Zahngruppen.

## 4 Material und Methodik

### 4.1 Virtuelle Bracketplatzierung und Etablierung des Referenzdatensatzes

Für die Untersuchungen wurde ein Oberkiefermodell mit 32 Kunststoffzähnen (frasaco Standardmodellserie AG-3 WOK, frasaco GmbH, Tettngang, DE; Abb. 1a ) mit einem Zirkonzahn-S300-ARTI-Modellscanner (Zirkonzahn SRL, Gais, IT; Abb. 1b) digitalisiert und als STL-Datensatz gespeichert.

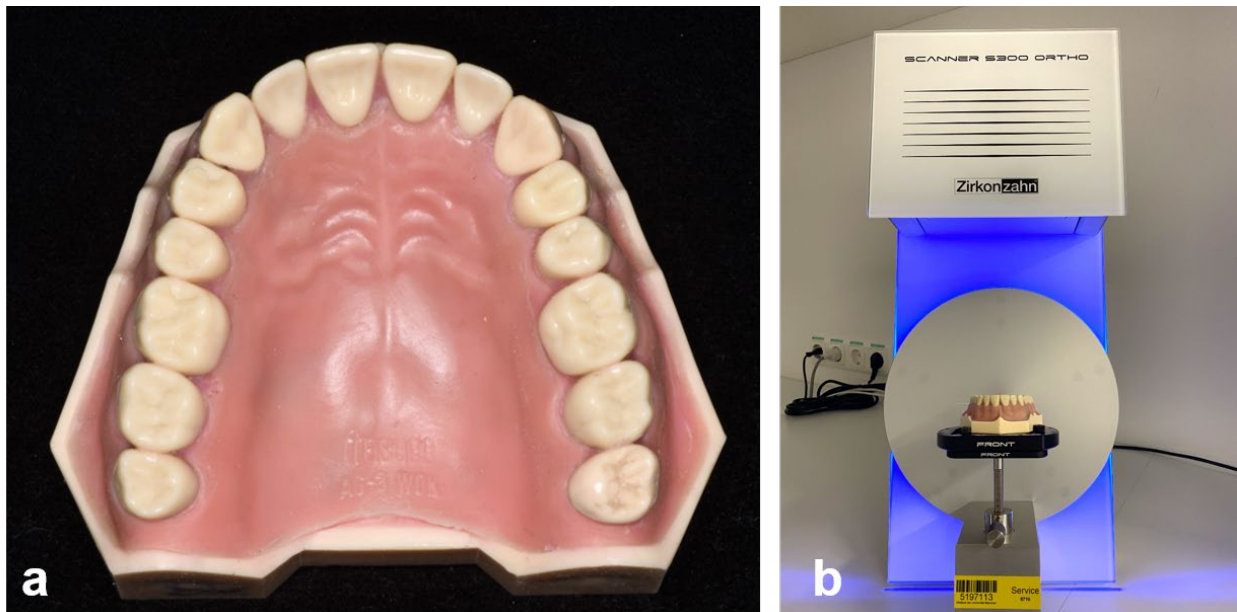


Abb. 1: Digitalisierung des Referenzmodells (a) Oberkiefermodell mit 32 Kunststoffzähnen und idealisierter Zahnstellung (b) Scan der Modelloberfläche mit einem optischen Streifenlichtscanner

Der Datensatz wurde in die Software OnyxCeph<sup>3</sup>™ 3D Lab importiert (Version 3.2; Image Instruments GmbH, Chemnitz, DE; Abb. 2a). Anschließend wurden die Zahnkronen im Sinne von eigenständigen Oberflächen durch einen Algorithmus innerhalb des Modelldatensatzes segmentiert, separiert und mit virtuellen, synthetischen Wurzeln vervollständigt. Die von der Software errechneten Grenzen der Oberflächen und die Referenzpunkte anatomischer Strukturen wurden abschließend überprüft (Abb. 2b).

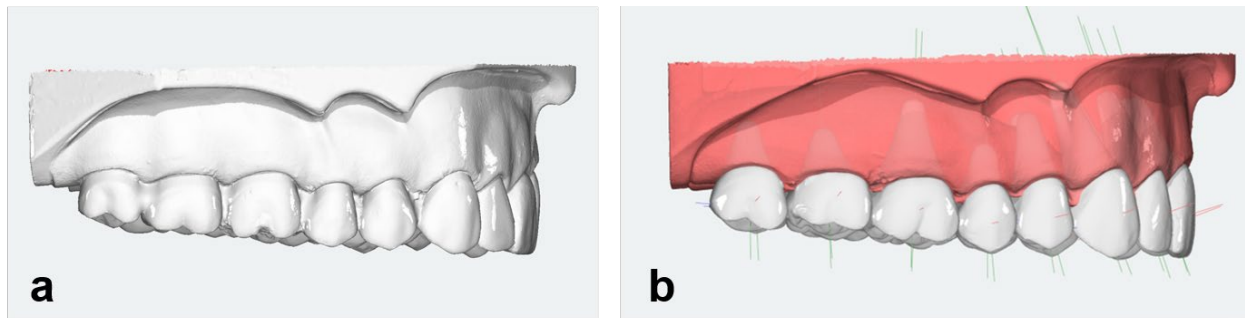


Abb. 2: Import und Segmentierung des Oberkieferscans (a) Darstellung des Modellscans in der OnyxCeph<sup>3</sup>™ Software (b) Der Oberkieferscan wurde in virtuelle Gingiva (rot), virtuelle Zahnkronen (weiß) und synthetischen Wurzeln (weiß, halbtransparent) segmentiert. Die Mitten der klinischen Kronen (rote Linien) und Zahnachsen (grüne Linien) sind als Referenzstrukturen gekennzeichnet.

Die virtuelle Platzierung der Brackets und Bukkalröhrchen erfolgte im OnyxCeph<sup>3</sup>™-Softwaremodul „FA\_Bonding“. In dieser Studie wurden selbstligierende Straight-Wire-Brackets und Bukkalröhrchen mit MBT-Prescription und (0.022 × 0.028) inch Slots verwendet (BioQuick, Forestadent Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, DE). Die digitalen Datensätze der Brackets und Bukkalröhrchen wurden aus der OnyxCeph<sup>3</sup>™-Bibliothek geladen und zunächst den von der Software automatisch errechneten Positionen zugewiesen.

Alle Brackets und Bukkalröhrchen wurden manuell über einen Navigator in der Software nachjustiert und dreidimensional ausgerichtet, sodass sich die Attachments gemäß der Straight-Wire-Philosophie nach Andrews (1976a) auf der Mitte der klinischen Krone befanden (Abb. 3a). Abschließend wurde über die Softwarefunktion „Brackets automatisch ausrichten“ ein Algorithmus angewendet, der den Abstand der Attachments zu den Zahnkronen bei Beibehaltung der Orientierung minimiert (Abb. 3b).

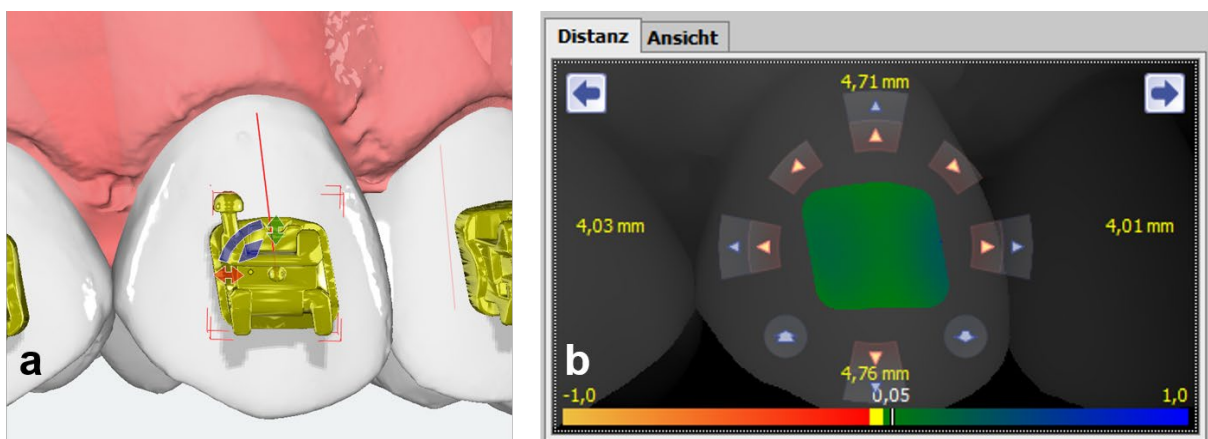


Abb. 3: Virtuelle Bracketplatzierung (a) Zahn 13 mit virtuellem Bracket. Über den Navigator (Pfeile, Raute und Bogen) lässt sich das Bracket dreidimensional ausrichten. (b) Kontrolle der Bracketposition auf der Mitte der klinischen Krone. Die linearen Abstände nach inzisal, cervikal, mesial und distal sind angegeben. Der Abstand der Bracketbasis (grüne Fläche) zur Zahnkrone wird durch einen Algorithmus bei Beibehaltung der Orientierung berechnet.

Dieser Zustand wurde als Referenzdatensatz gespeichert und nicht mehr verändert (Abb. 4). Ausgehend vom Referenzdatensatz erfolgte sowohl die Herstellung der Bracketübertragungsschienen als auch die Berechnung der Positions- und Orientierungsabweichungen für die verschiedenen untersuchten Methoden und Materialien.



Abb. 4: Referenzdatensatz mit virtuell platzierten Brackets

## 4.2 Herstellung der Bracketübertragungsschienen

### 4.2.1 Design der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen

Das Design der 3Dgedruckten Brackettransferschienen erfolgte im OnyxCeph<sup>3</sup>™-Softwaremodul „Bonding Trays 3D“. Das Modul ermöglicht die Gestaltung verschiedener Bracketfassungen (Abb. 5a) sowie Schienendesigns (Abb. 5b). Zum Zeitpunkt der Untersuchung waren keine Studien oder Herstellerempfehlungen hinsichtlich der konkreten Gestaltung bekannt. Daher wurden für diese Studie Parameter gewählt, die sich zuvor im Rahmen von Vorversuchen sowie der klinischen Anwendung an der Poliklinik für Kieferorthopädie der LMU München bewährt hatten. Zunächst wurden die Bracketfassungen konfiguriert (Abb. 6a).



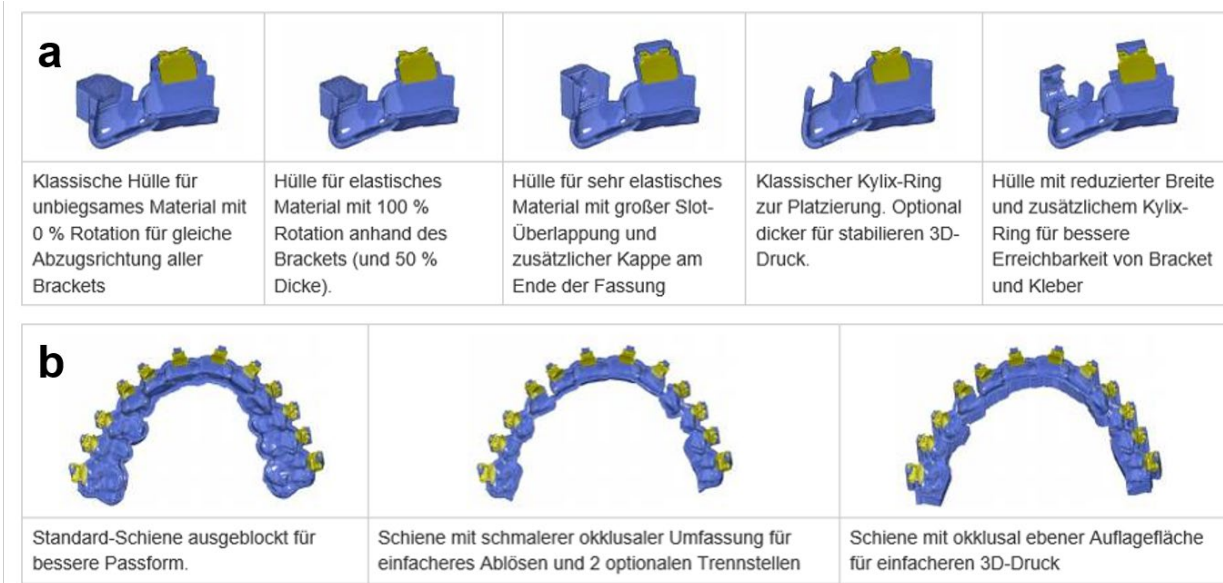


Abb. 5: Gestaltungsmöglichkeiten additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen (a) Beispiele möglicher Bracketfassungen (mit freundlicher Genehmigung von OnyxCeph<sup>3</sup>™) (b) Beispiele möglicher Schienendesigns (mit freundlicher Genehmigung von OnyxCeph<sup>3</sup>™)

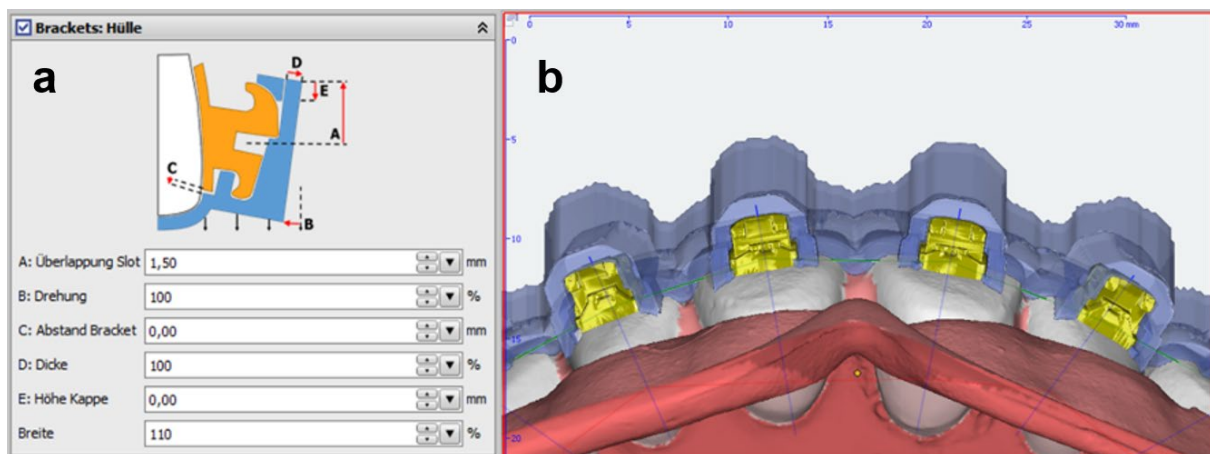


Abb. 6: Konfiguration der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen (a) Parameter für die Konfiguration der Brackethüllen. Eine Slotüberlappung von 1,5 mm wurde für die sichere Fassung der Brackets ausgewählt (b) Vorschau der Bracketübertragungsschiene bei Anwendung der konfigurierten Parameter (Ansicht von gingival)

Die Brackettransferschiene wurde mit 0,05 mm Abstand zu den Zahnkronen und mit einer Materialstärke von 1,3 mm konfiguriert. Okkusal wurde ein flaches Design gewählt um einen 3D-Druck ohne Stützstrukturen direkt auf der Bauplattform des Druckers zu ermöglichen. Die fertig gestaltete Brackettransferschiene wurde in ihrer Ausdehnung und Gestaltung abschließend visuell kontrolliert (Abb. 7) und als STL-Datei für den Druck exportiert.



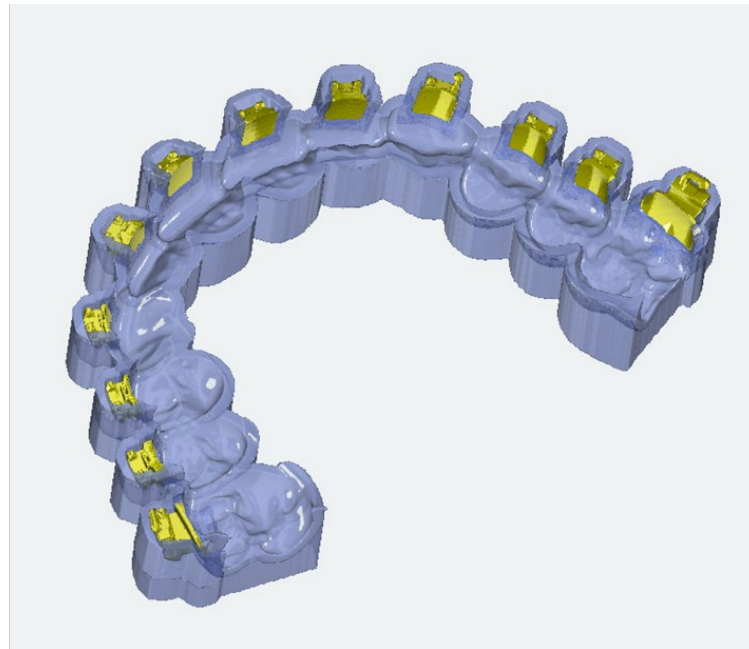


Abb. 7: Vorschau der fertig gestalteten Brackettransferschiene mit eingefügten virtuellen Brackets zur visuellen Kontrolle der konfigurierten Bracketfassungen.

#### 4.2.2 Herstellung der additiv gefertigten Brackettransferschienen

Die STL-Datei der Brackettransferschiene wurde mit der Software Autodesk Netfabb Premium 2019.0 (Autodesk GmbH, München, DE) flach orientiert auf der virtuellen Bauplattform ausgerichtet und dupliziert, um die Anzahl der Druckvorgänge zu reduzieren (Abb.8a).

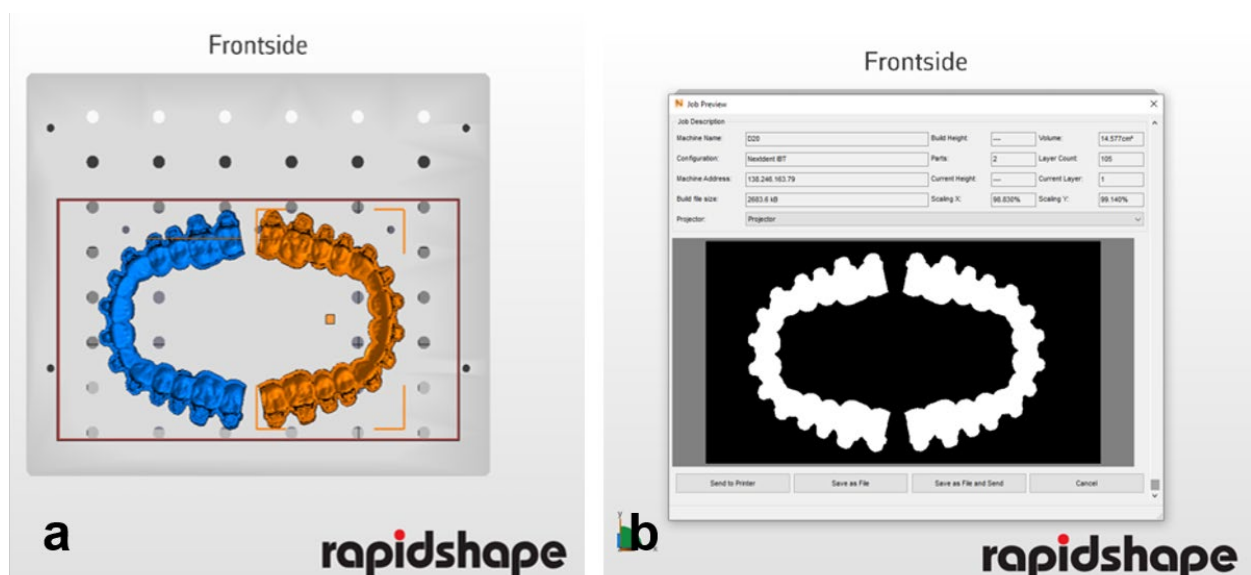


Abb. 8: Vorbereitung der additiven Fertigung der Bracketübertragungsschienen (a) Ausrichtung der Datensätze auf der virtuellen Bauplattform (b) Kontrolle der einzelnen Druckschichten

Die produktspezifischen Druckparameter der verwendeten Materialien wurden gemäß den Herstellerangaben konfiguriert und angewendet, um aus dem STL-Datensatz druckfähige Schichten zu berechnen (Slicing). Die einzelnen Schichten des errechneten Slicings wurden vor dem Export des Builds an den 3D-Drucker auf Fehler überprüft (Abb. 8b)

Jeweils zehn Bracketübertragungsschienen wurden aus zwei verschiedenen Materialien mit dem DLP 3D-Drucker D20 II (Rapid Shape GmbH, Generative Production Systems, Heimsheim, Deutschland; Abb. 9a) gedruckt und gemäß der Herstellerangaben prozessiert. Die beiden Materialien waren:

- FotoDent IBT 385 nm (Dreve Dentamid GmbH, Unna, DE)
- Nextdent Ortho IBT (Nextdent B.V., Soesterberg, NL)

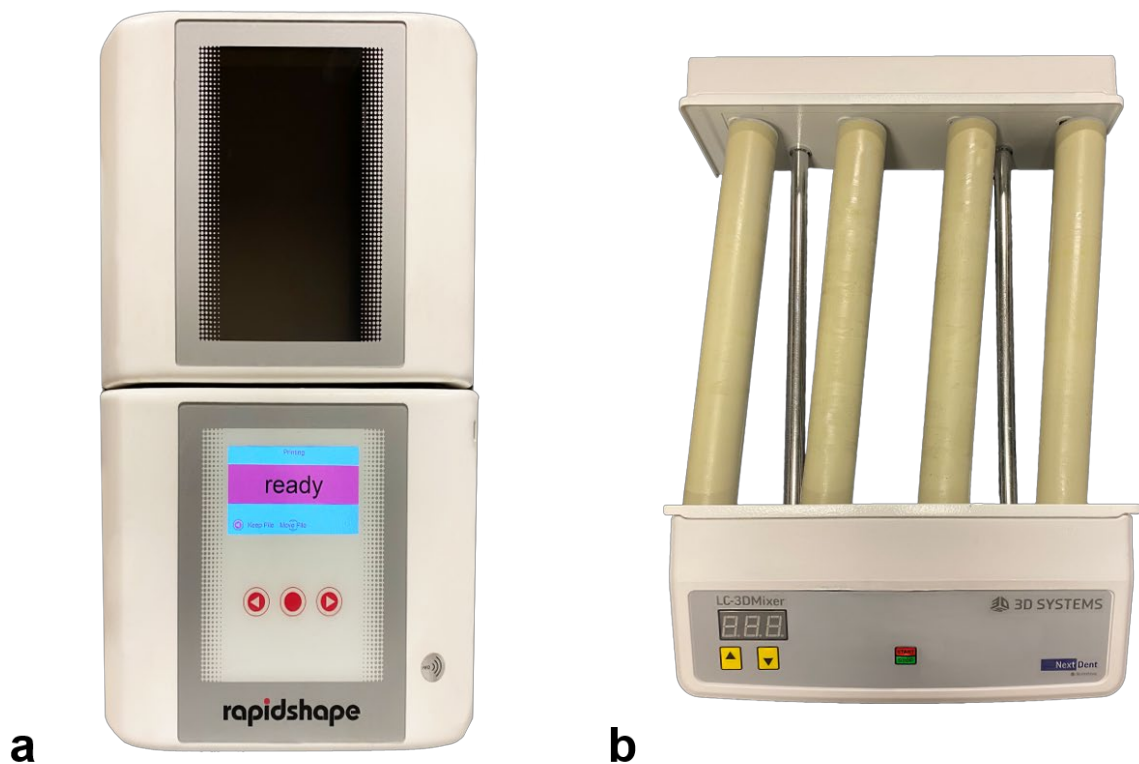


Abb. 9: Additive Fertigung der Bracketübertragungsschienen (a) Digital Light Processing (DLP) Drucker (b) Mischgerät für 3D Druckmaterialien

Vor dem Druck wurden die Materialien mit einem Mischgerät für 3D Druckmaterialien fünf Minuten lang gemischt (LC-3D Mixer; Nextdent B.V., Soesterberg, NL; Abb. 9b).

Das Material FotoDent IBT wurde bei Raumtemperatur verarbeitet. Nach Abschluss des Drucks und Hochfahrens der Druckplattform wurde eine Abtropfzeit von zehn Minuten eingehalten. Die Bracketübertragungsschienen wurden anschließend von der Bauplattform gelöst, in 97%-iger Isopropanol-Lösung sechs Minuten lang in einem Ultraschallbad bei einer Frequenz von 35 kHz gereinigt und mit Druckluft getrocknet. Die Nachhärtung erfolgte unter Stickstoffatmosphäre im Otoflash G171 (NK-Optik GmbH, Baierbrunn, DE)

mit 4000 Blitzen (10 Blitze pro Sekunde; mittlere Leistung 200 Watt; Spektralverteilung 280 - 700nm) (Abb. 10a).

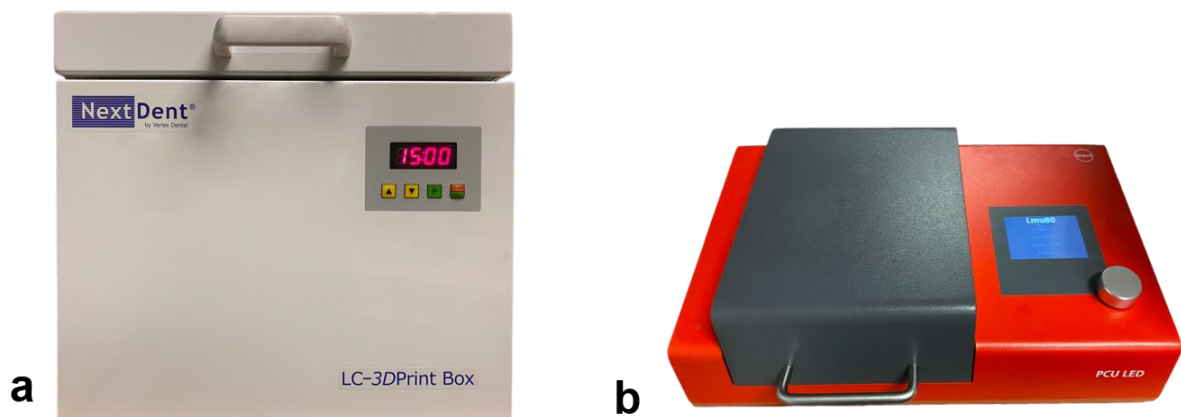


Abb. 10: Nachbearbeitung der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen (a) Nachhärtegerät für die Verarbeitung des Materials Nextdent Ortho IBT (b) Nachhärtegerät für die Verarbeitung des Materials FotoDent IBT

Das Material Nextdent Ortho IBT wurde bei Raumtemperatur verarbeitet. Die Brackettransferschienen wurden nach Abschluss des Druckvorgangs von der Bauplattform gelöst, in 97%-iger Isopropanol-Lösung fünf Minuten lang in einem Ultraschallbad bei einer Frequenz von 35 kHz gereinigt und mit Druckluft getrocknet. Die Nachhärtung erfolgte in der NextDent LC 3D Printbox (NextDent B.V., Soesterberg, NL) für zehn Minuten (mittlere Leistung 264 Watt; Spektralverteilung 300 - 550nm) (Abb. 10b).

#### 4.2.3 Herstellung der PVS Trays

Für die Herstellung von PVS-Trays sind physische Modelle notwendig. Um die virtuell geplanten Bracketpositionen auf einem physischen Modell abbilden zu können, wurden im Kylix-3D-Modul der OnyxCeph<sup>3</sup>™-Software Positionierungshilfen berechnet (Abb. 11a, 11b).

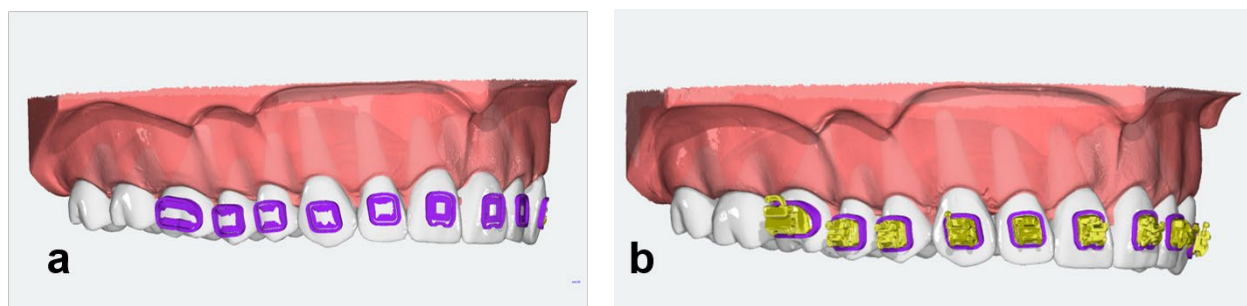


Abb. 11: Virtuelle Gestaltung eines Modells mit Positionierungshilfen (a) Referenzdatensatz mit Positionierungshilfen (Kylix) und ausgeblendeten virtuellen Brackets. Die Kylix (lila) bestehen aus einer Basis und einer Umrandung zur eindeutigen Positionierung der Brackets (b) Referenzdatensatz mit Positionierungshilfen (Kylix) und virtuellen Brackets.

Das Modell mit den Positionierungshilfen wurde im STL-Format exportiert und mit der Preform-Software Version 3.4.1 (Formlabs GmbH, Berlin, DE; Abb. 12a) für den Druck vorbereitet.

Zehn Modelle mit Positionierungshilfen wurden mit dem SLA Drucker Form 2 (Formlabs GmbH, Berlin, DE; Abb. 12b) aus dem Kunstharz Grey Resin (FLGPGR04; Formlabs GmbH, Berlin, DE) bei einer Auflösung von 25 µm gedruckt.

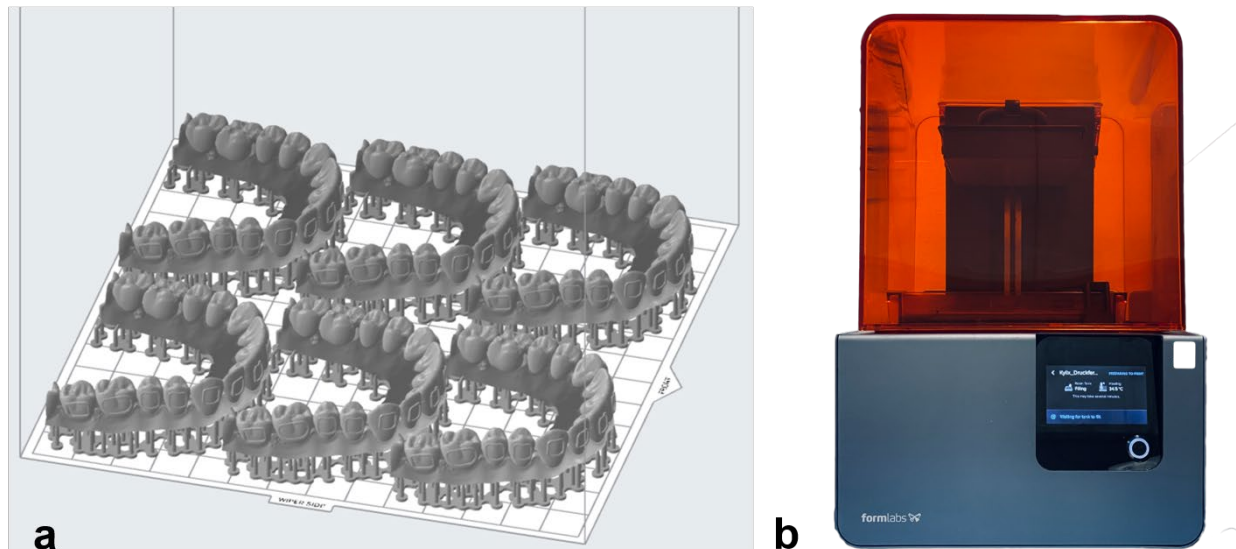


Abb. 12: 3D Druck der Modelle mit Kylix (a) Druckvorbereitung (b) SLA-Drucker

Die Brackets und Bukkalröhrchen wurden mit einem wasserlöslichen Laboradhäsiv auf den 3D-gedruckten Modellen in den Kylix-Positionierungsstrukturen befestigt (Abb. 13a). Die Bereiche unterhalb der Brackets und Bukkalröhrchen wurden mit Wachs ausgeblockt.

Die Übertragungsschienen wurden in Anlehnung an die Untersuchungen von Grunheid et al. (2016), Castilla et al. (2014) und Kalange (2007) aus einem additionsvernetzenden Polyvinyl-Siloxan putty (Tresident 2000K, Schütz Dental GmbH, Rosbach, DE) hergestellt, das über die Zähne und Brackets adaptiert wurde.

Die Modelle wurden nach Abbinden des Materials und Berücksichtigung der Rückstellzeit für 30 Minuten in lauwarmes Wasser gegeben, um die Brackets vom Modell zu lösen. Anschließend wurden die PVS Trays abgezogen und getrocknet. Die Bracketbasen wurden mit 70%-iger Ethanollösung gereinigt, um Rückstände des Laboradhäsivs zu entfernen. Abschließend wurden die PVS Trays posterior zugeschnitten (Abb. 13b).

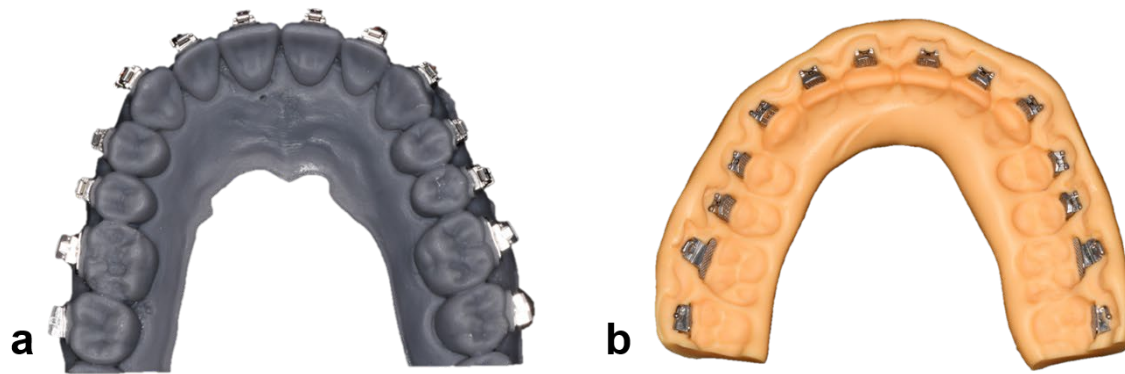


Abb. 13: Herstellung der PVS-Trays (a) Arbeitsmodell mit auf den Kylix platzierten Brackets (b) Fertiggestelltes Tray aus Polyvinyl-Siloxan

### 4.3 Herstellung der Modelle zur Bracketübertragung

Um die Bracketübertragung am Patienten zu simulieren wurden 30 Zahnkränze und ein Sockel mit Adapter für einen Phantomkopf hergestellt (Abb. 14a - c).

- 10 Zahnkränze für die Bracketübertragung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus dem Material Nextdent Ortho IBT (Gruppe I)
- 10 Zahnkränze für die Bracketübertragung mit PVS Trays (Gruppe II)
- 10 Zahnkränze für die Bracketübertragung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus dem Material FotoDent IBT 385nm (Gruppe III)

Für die Herstellung der Zahnkränze wurde das initial verwendete Oberkiefermodell mit einer dünnfließenden Silikongießmasse (Omnidouble, Omnident Dental-Handelsgesellschaft GmbH, Rodgau Nieder-Roden, DE) dubliert und mit Superhartgips (Typ 4) ausgegossen. Das Gipsmodell wurde anschließend getrimmt und mit einer konischen Fräse bearbeitet (Abb.14 a). Von dem fertigen Zahnkranz wurden wiederum drei Silikonformen hergestellt, welche je zehn Mal mit unter Vakuum angerührtem Superhartgips (Typ 4) ausgegossen wurden. Ein passender Sockel mit Schraubadapter für die Verwendung am Phantomkopf wurde angefertigt (Abb.14b). Die Zahnkränze lassen sich über die konische Klemmverbindung im Sockel befestigen und austauschen (Abb. 14c)





Abb. 14: Herstellung der Modelle zur Bracketübertragung (a) Konisch getrimmter Zahnkranz aus Superhartgips. (b) Sockel mit Schraubadapter zur Verwendung am Phantomkopf der frasaco Serie P-6. (c) Zahnkranz mit Sockel, verbunden über eine konische Klemmverbindung.

## 4.4 Bracketübertragung

### 4.4.1 Bracketübertragung mit 3D gedruckten Transferschienen

Die additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen wurden zunächst am Modell visuell auf ihre Passform hin geprüft und anschließend im Bereich der Bracketfassungen mit Vaseline isoliert. Die Brackets und Bukkalröhrchen wurden mit einer Pinzette in den Schienen positioniert und der Sitz in der Brackethülle ebenfalls visuell kontrolliert.

Für die Befestigung wurde ein dualhärtender Komposit-Befestigungszement (RelyX Unicem 2 Automix, 3M Deutschland GmbH, Neuss, DE; LOT 5867714) verwendet. Der Klebprozess erfolgte am Phantomkopf (frasaco P- 6, frasaco GmbH, Tettngang, DE), um den klinischen Behandlungsablauf nachzustellen (Abb.15).

Auf die Basis der Brackets und Bukkalröhrchen wurde zunächst je eine dünne Schicht Komposit-Befestigungszement unter Verwendung einer Mischkanüle und eines Applikationsaufsatzes (RelyX Unicem 2 Automix Mischkanüle, 3M Deutschland GmbH, Neuss, DE) aufgebracht und mit einer Sonde auf den Bracketbasen gleichmäßig verteilt. Anschließend wurden die Übertragungsschienen auf dem Oberkiefer des Phantompatienten positioniert, Überschüsse entfernt und der Sitz der Schiene mit einem Spiegel kontrolliert. Der Befestigungszement wurde durch eine Assistenz zahnweise für 20 Sekunden von zervikal ausgehärtet, bevor die Übertragungsschiene entfernt und von okklusal, mesial und distal je weitere 20 Sekunden nachgehärtet wurde.



Abb. 15: Bracketübertragung am Phantompatienten (frasaco Serie P-6)

#### 4.4.2 Bracketübertragung mit Polyvinylsiloxan Trays

Die Kontrolle der PVS Trays und die Bracketübertragung erfolgte analog zur Übertragung mit den additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen.

### 4.5 Digitalisierung der Modelle nach Bracketübertragung

Die Modelle wurden nach der Bracketübertragung, wie zuvor in anderen Studien beschrieben (Duarte et al. 2019; Schmid et al. 2018), mit dem Intraoralscanner Trios 3 (3Shape A/S, Kopenhagen, DK) unter Verwendung von Scanspray (Zirkonzahn S.R.L., Gais, IT) digitalisiert. Bei der Auswertung der Validierungsmessungen zeigte sich jedoch, dass die Präzision dieses Scanverfahrens nicht ausreichend war. Die geometrischen Abweichungen zwischen den optisch erfassten Brackets und den virtuellen Referenzbrackets waren in der Software bereits visuell zu erkennen. Das optisch erfasste Bracket war durch Reflexionen und dadurch bedingte Scanfehler kleiner als das Referenzbracket, sodass der verwendete Algorithmus verschiedene mögliche Überlagerungen (mögliche Positionen) berechnen konnte. Die Anwendung anderer Scansprays und das systematische Auftragen durch weitere erfahrene Behandler führte zu demselben Ergebnis. Die statistische Auswertung der Validierungsmessungen für die mehrfache Ausführung der softwaregestützten Überlagerung

zeigte einen Fehler in der Größenordnung der zu bestimmenden Abweichungen (Zehntelmillimeter bzw. ein Grad). Äquivalente Wiederholungsmessungen wurden in oben genannten Studien nicht durchgeführt, beziehungsweise nicht veröffentlicht. Folglich wurde die Methodik überarbeitet und die Modelle mit dem industriellen 3D-Streifenlichtscanner digitalisiert (ATOS 5; GOM GmbH, Braunschweig, DE; Abb. 16a).

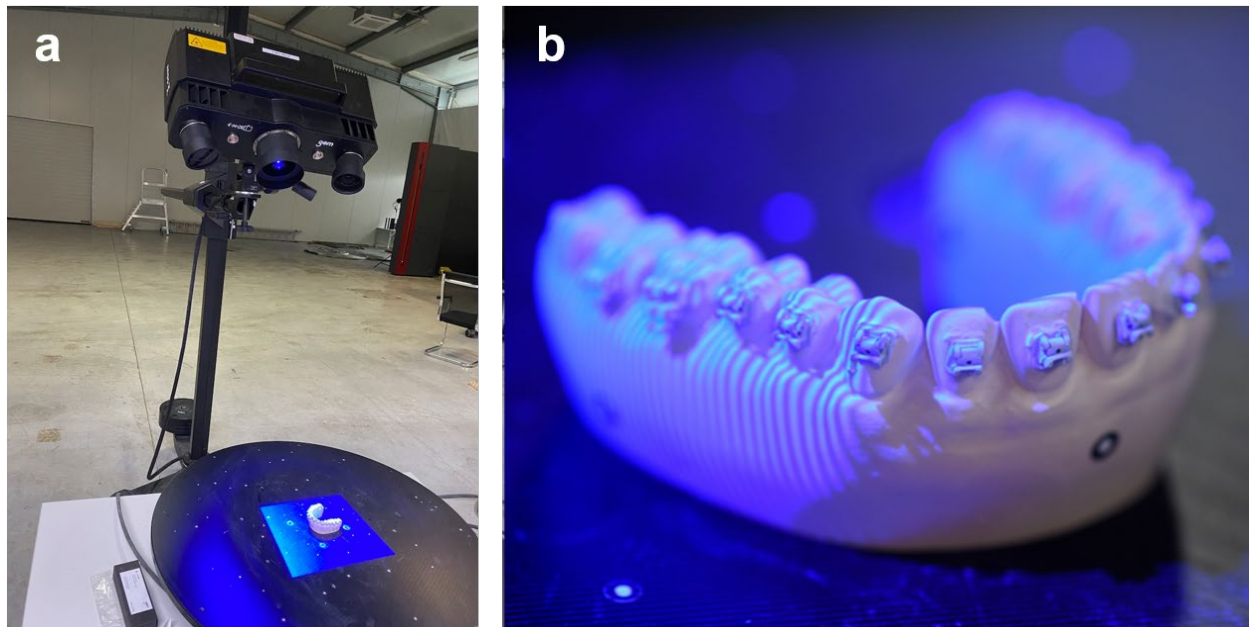


Abb. 16: Digitalisierungsprozess (a) Industrielle Digitalisierung der Modelle mit dem ATOS 5 3D Scanner (b) Nahaufnahme des Digitalisierungsprozesses eines Studienmodells

Dadurch konnten die Oberflächen der Brackets in höherer Auflösung und Scanqualität erfasst werden (Abb. 17a, 17b). Die Modellscans wurden im STL-Format gespeichert und in die Software OnyxCeph<sup>3</sup>™-3D Lab importiert.

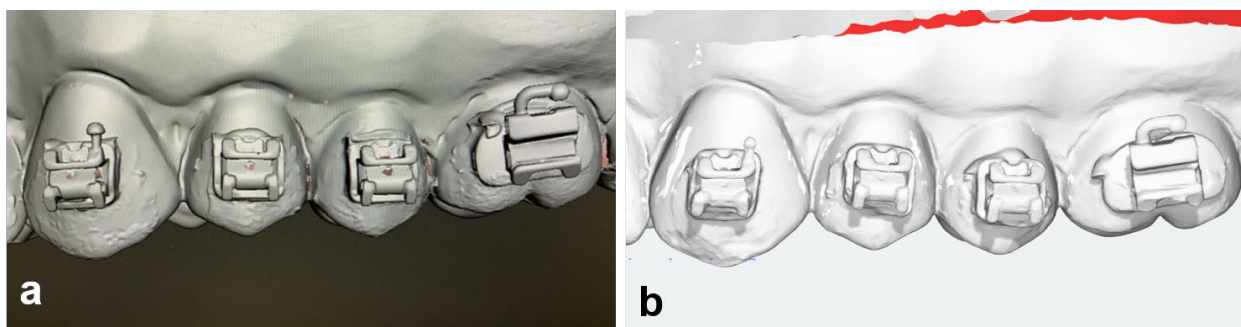


Abb. 17: Vergleich der Scanqualität bei Digitalisierung mit verschiedenen Scansystemen (a) Scan mit industriellem 3D Scanner (ATOS 5). Die Bracketflügel und die Klappe der selbstligierenden Brackets sind deutlich zu erkennen (b) Scan mit Intraoralscanner (Trios 3) bei Verwendung von Scanspray. Die Bracketflügel zeigen Abrundungen, die Klappe ist unvollständig dargestellt.



## 4.6 Überlagerung und Messwertberechnung

Die Bestimmung der Positions- und Orientierungsabweichungen der Brackets zwischen dem Referenzdatensatz und den Modellscans nach der Bracketübertragung erfolgte durch softwaregestützte Berechnungen im Sinne einer Koordinatentransformation.

Dabei wird die Verschiebung von Punkten innerhalb eines dreidimensionalen Koordinatensystems zwischen verschiedenen, durch Koordinaten definierten Positionen berechnet. Die Koordinaten des Referenzdatensatzes sowie die zugehörigen Bracketkoordinaten wurden in der Software im Rahmen der Modellausrichtung und virtuellen Bracketplatzierung determiniert. Für die Durchführung der Berechnungen wurden die Modellscans zunächst mit dem Referenzdatensatz überlagert und mittels seiner Koordinaten innerhalb des Koordinatensystems ausgerichtet. Anschließend wurden die Brackets des Referenzdatensatzes über ein oberflächenbasiertes Matching in die gescannten Positionen eingepasst und das Koordinatensystem der virtuellen Brackets wurde neuen Koordinaten zugeordnet.

### 4.6.1 Überlagerung der Modellscans mit dem Referenzdatensatz

Im OnyxCeph<sup>3</sup>™-Softwaremodul „Register 3D“ wurden zunächst die Modellscans mit dem Referenzdatensatz überlagert. Da keine Zahnbewegungen oder andere Veränderungen an den Modellen vorgenommen wurden, konnten anatomische Strukturen der Zahnkronen für die Überlagerung ausgewählt werden. Die Modellscans und der Referenzdatensatz wurden jeweils über zehn visuell sicher identifizierbare anatomische Punkte im Radius von 1,0 mm über einen best-fit Algorithmus ausgerichtet. Die korrekte Überlagerung wurde durch Einfärbung des Modellscans kontrolliert. Visuell zeigt sich bei korrekter Überlagerung die wechselseitige Durchdringung der beiden Oberflächen (Abb. 18a). Nach Kontrolle der Überlagerung in der Übersicht, wurde ein virtueller Querschnitt angelegt und die Einpassung in starker Vergrößerung anhand eines Rasters überprüft (Abb. 18b).

Der Referenzdatensatz wurde beim Überlagerungsprozess nicht bewegt, um die Position im Koordinatensystem nicht zu verändern.

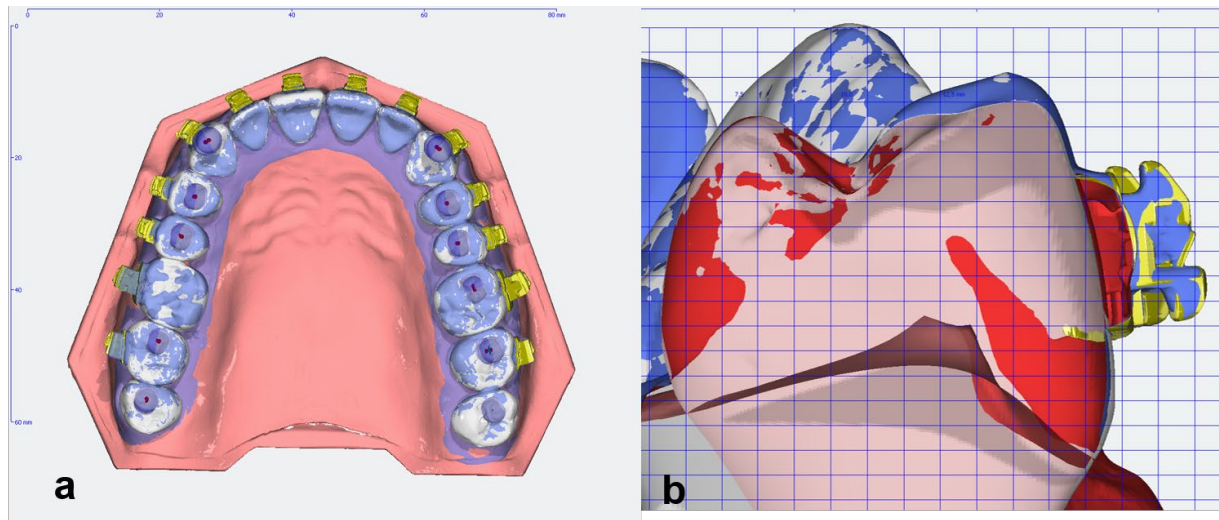


Abb. 18: Überlagerung der Modellscans mit dem Referenzdatensatz (a) Überlagerung des Referenzdatensatzes (rot/weiß) mit dem Modellscan (blau). Die wechselseitige Durchdringung veranschaulicht eine hohe Übereinstimmung zwischen dem Referenzmodell und dem Modellscan. (b) Kontrolle der Überlagerung zwischen Referenzdatensatz und Modellscan; die Felder des eingeblendeten Rasters haben eine Seitenlänge von einem Millimeter.

#### 4.6.2 Zuordnung der Bracketkoordinatensysteme der virtuellen Brackets an die gescannten Bracketpositionen

Nach der Überlagerung der Scans mit dem Referenzdatensatz wurde ein „Iterative Closest Point“ (ICP) Algorithmus angewendet, um die virtuellen auf die gescannten Brackets einzupassen. Dadurch wurden die Koordinatensysteme der virtuellen Brackets den Positionen der gescannten Brackets zugeordnet. Durch den verwendeten ICP-Algorithmus werden zwei verschiedene Punktwolken (Scanpunkte der Modelloberflächen in einem bestimmten Bereich) bestmöglich miteinander in Deckung gebracht („local best-fit“). Für dieses Verfahren ist eine Vorausrichtung der Bereiche notwendig, die durch die in 4.6.1. beschriebene Überlagerung gegeben war. Für die Markierung der Bereiche die in Deckung gebracht werden sollen (Punktwolken), wurden die Brackets im virtuellen Referenzdatensatz sowie im Scan an einer visuell gut identifizierbaren Struktur, der zentralen Vertiefung für die Öffnung der Verschlussklappen der selbstligierenden Brackets, ausgewählt (Abb. 19).

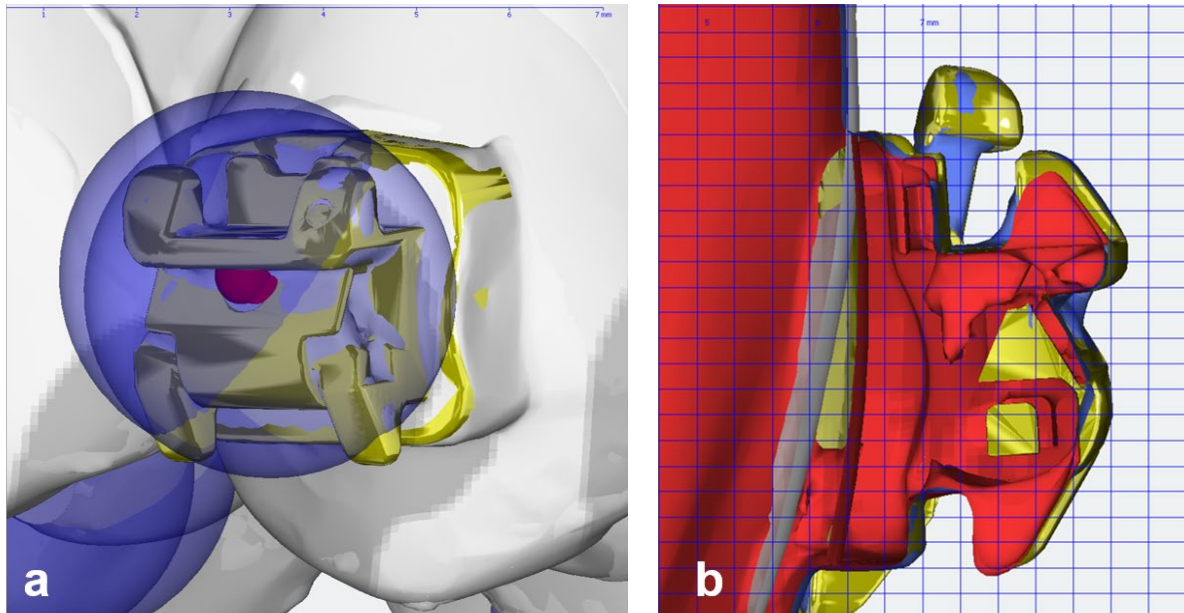


Abb. 19: Zuordnung der Bracketkoordinatensysteme der virtuellen Brackets an die gescannten Positionen (a) Überlagerung des virtuellen Brackets mit dem gescannten Bracket über einen ICP Algorithmus. Die wechselseitige Durchdringung der beiden virtuellen Objekte veranschaulicht eine hohe Übereinstimmung der berechneten Einpassung. (b) Kontrolle der Überlagerung zwischen virtuellem Bracket des Referenzdatensatzes und gescanntem Bracket; die Felder des eingeblendeten Rasters haben eine Seitenlänge von 0,2 Millimetern.

Die Einpassung wurde visuell in starker Vergrößerung überprüft und auf eine wechselseitige Durchdringung der Oberflächen geachtet (Abb. 19). Anschließend wurden die Einpassungen erneut im Querschnitt visualisiert und kontrolliert (Abb. 19b). Bei Abweichungen wurde die algorithmusbasierte Einpassung wiederholt und erneut kontrolliert.

Nach Abschluss der Einpassung aller Brackets wurden die Datensätze als neue Befunde „T<sub>1</sub>“ (abgeschlossene Ausrichtung der Modellscans mit zugeordneten Bracketkoordinatensystemen an den Positionen der gescannten Brackets) gespeichert.

#### 4.6.3 Bestimmung der Umsetzungsgenauigkeit

Die Bestimmung der Umsetzungsgenauigkeit der virtuell geplanten Bracketpositionen erfolgte im OnyxCeph<sup>3</sup>™-Softwaremodul „FA\_Bonding 3D“ durch softwaregestützte Berechnungen zwischen den Bracketkoordinatensystemen des Referenzdatensatzes und der Bracketkoordinatensysteme der Datensätze T<sub>1</sub>.

Für diese Berechnungen wurde ein modifizierter, eigens für diese Arbeit programmierter Algorithmus verwendet. Dieser berechnete die dreidimensionale Transformation der Referenz-Bracketkoordinatensysteme (im Sinne einer Translation entlang der x-, y-, und z-Achsen sowie einer Rotation mit drei Winkelwerten um diese Achsen) in die Position der Bracketkoordinatensysteme der Datensätze (im folgenden als Position T<sub>1</sub> bezeichnet).

Diese ausgegebenen Werte stellen jene bracketbezogenen Bewegungen dar, die ausgehend vom Referenzdatensatz gemacht werden müssten, um die Position T<sub>1</sub> zu erreichen.

Da bei der mathematischen Beschreibung einer Rotation mit drei Winkelwerten die Rotationsabfolge eine zentrale Rolle spielt, wurden zusätzlich die Rotationskomponenten unabhängig voneinander berechnet. Diese ausgegebenen Werte ermöglichen zwar keine Aussage hinsichtlich bracketbezogenen Bewegungen im Raum, jedoch sollte eine Vergleichbarkeit zu den Ergebnissen anderer Studien ermöglicht werden, deren Messungen nicht im dreidimensionalen Raum, sondern jeweils nur in einer Ebene über entsprechende Projektionen durchgeführt wurden (z.B. fotografische Untersuchungen).

Die in dieser Studie verwendete Rotationsabfolge für die dreidimensionale Transformation berücksichtigte zunächst die Rotation um die mesio-distale Achse (Torque), dann um die occluso-gingivale Achse (Rotation) und zuletzt um die bucco-linguale Achse (Angulation). Diese Festlegung beruht auf der Annahme, dass Angulationsfehler klinisch am kritischsten einzuschätzen sind, bzw. verglichen mit Rotationsfehlern und Torquefehlern bereits bei Anwendung niedriger Bogendimensionen zur Ausprägung kommen. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die hier genannten Bracket-Rotationsfehler nicht zu verwechseln sind mit klinischen Rotationsfehlern, die sich auf Zähne beziehen und in der Regel durch lineare Abweichungen der Bracketpositionen in mesio-distaler Richtung (Positionsabweichung) entstehen.

Vergleichbare Studien (Pottier et al. 2020; Schmid et al. 2018; Xue et al. 2020) nutzten zwar eine ähnliche Methode im Sinne einer softwaregestützten Berechnung der dreidimensionalen Abweichungen, beschrieben jedoch nicht die zugrundeliegende Rotationsabfolge.

Für jedes Bracket wurden neun Werte berechnet: drei lineare Werte zur Beschreibung von Positionsabweichungen und sechs anguläre Werte zur Beschreibung von Orientierungsabweichungen. Die berechneten Werte wurden durch die Software als Messwerttabelle ausgegeben (Abb. 20).

Maxilla	18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25
Änderung [mm/°]													
Slot		0,00	-0,10	-0,05	0,15	0,11	0,08	-0,01	0,01	0,01	0,00	-0,02	-0,02
Okkusal		0,00	0,22	0,47	0,57	0,31	0,21	0,11	0,15	0,08	-0,06	0,01	-0,08
Abstand zur Krone		0,00	-0,04	-0,04	0,03	0,02	0,05	0,01	0,04	-0,01	-0,07	-0,05	-0,13
Angulation		0,0	-0,8	-0,3	1,1	0,5	0,9	0,1	-0,2	-0,2	-0,5	0,6	-0,6
Torque		0,0	-1,5	-0,8	-0,8	-0,3	0,6	-0,6	0,9	-0,2	-0,2	-0,5	2,4
Drehung		0,0	-0,8	-0,1	-0,1	0,6	-0,3	-0,6	-0,2	0,2	-0,7	0,4	0,3
Angulation (Projektion)		0,0	-0,8	-0,3	1,1	0,5	0,9	0,1	-0,2	-0,2	-0,5	0,6	-0,6
Torque (Projektion)		0,0	-1,4	-0,8	-0,8	-0,3	0,6	-0,6	0,9	-0,2	-0,2	-0,5	2,4
Drehung (Projektion)		0,0	-0,8	-0,1	-0,1	0,6	-0,3	-0,6	-0,2	0,2	-0,7	0,4	0,3

Abb. 20: Messwerttabelle mit Ausgabe der Werte der Positionsabweichungen, Orientierungsabweichungen (3D Transformation mit Rotationsabfolge) und Orientierungsabweichungen (Projektion).

Bezogen auf das Koordinatensystem der Software (Abb. 21), repräsentieren die Werte für Slot, Okklusal und Abstand zur Krone lineare Positionsabweichungen in mesio-distaler, occluso-gingivaler und bucco-lingualer Richtung. Die Werte für Angulation, Torque und Drehung repräsentieren anguläre Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale, mesio-distale und occluso-gingivale Achse.

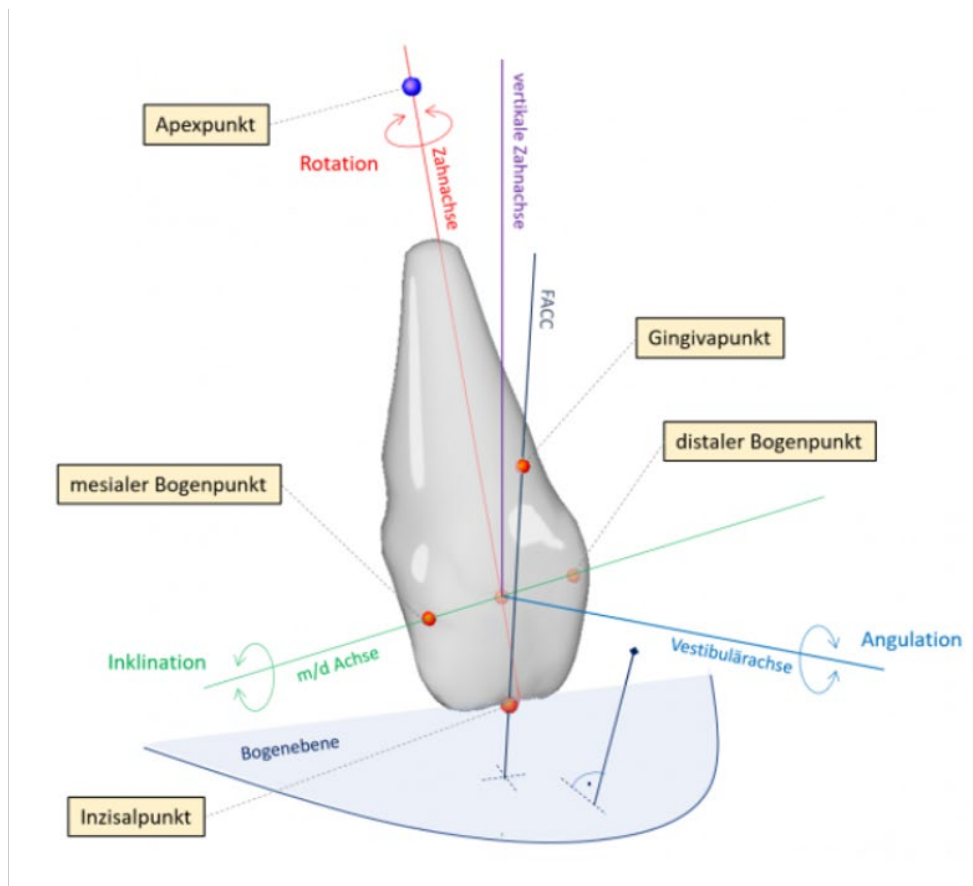


Abb. 21: Grafische Darstellung des Koordinatensystems der OnyxCeph<sup>3</sup>™-Software.

Die definierte Vorzeichenrichtung der Werte verläuft entlang der mesio-distalen Achse, umlaufend aus Patientensicht von links (negativ) nach rechts (positiv). Durch diese Betrachtungsweise ergeben sich für die rechte (Zähne 18 - 11) bzw. linke Seite (Zähne 21 - 28) bei linearen Positionsabweichungen entlang der mesio-distalen Achse und bei angulären Orientierungsabweichungen um die mesio-distale Achse sowie occluso-gingivale Achse entgegengesetzte Vorzeichen, wenn die Bewegung auf die Zahnbogenmitte bezogen wird. Da für zahnmedizinische und kieferorthopädische Betrachtungen die Angabe der anatomischen Bezeichnungen „mesial“ und „distal“ für Lage- und Richtungsbezeichnungen entlang der mesio-distalen Achse und der Bezug zur Zahnbogenmitte üblich ist, wurde ein alternatives Koordinatensystem definiert (Abb. 22). Die von der Software OnyxCeph<sup>3</sup>™ ausgegebenen Daten wurden entsprechend umgeschrieben, indem die Vorzeichen für die oben genannten Bewegungen für eine Zahnbogenhälfte umgekehrt wurden.

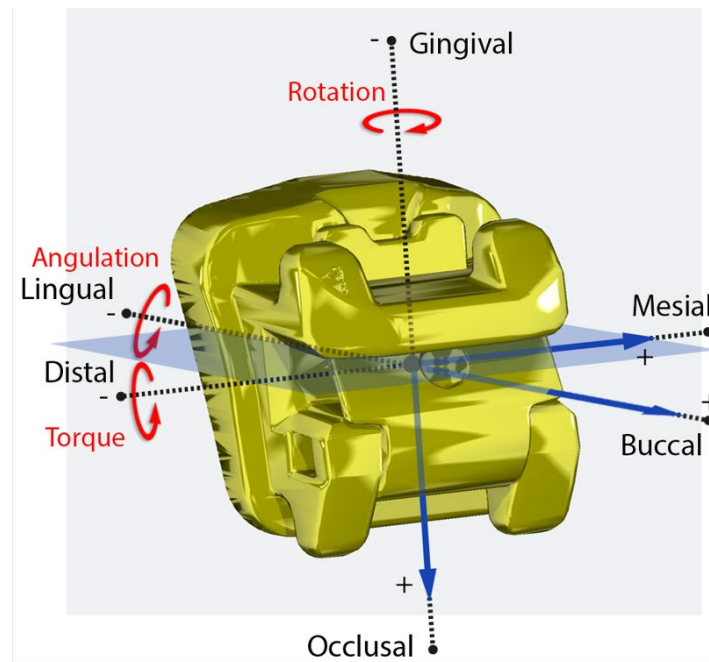


Abb. 22: Koordinatensystem: Das Koordinatensystem für die Auswertung wurde wie folgt definiert: Positive Werte repräsentieren Positionsabweichungen in mesialer, buccaler und occlusaler Richtung sowie Orientierungsabweichungen im Sinne einer Rotation des Brackets nach mesial, einer Angulation nach mesial (tip-forward) und eines buccalen Krontorque. Negative Werte repräsentieren Abweichungen in die entgegengesetzten Richtungen.

#### 4.7 Statistische Auswertung

Der Stichprobenumfang dieser Studie wurde a priori analog früherer Veröffentlichungen (Grunheid et al. 2016; Schmid et al. 2018) mit der Software G\*Power<sup>1</sup> Version 3.1.9.7 bestimmt (Faul et al. 2007; Faul et al. 2009). Für eine mittlere Effektstärke (Cohen's  $d = 0,4$ ) und einem angenommenen Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  ergab sich für den Wilcoxon-Mann-Whitney-Test bei einem Stichprobenumfang von  $n = 120$  je Gruppe eine Power von  $0,85$ . Zusätzlich wurde die statistische Power durch Post-hoc Berechnung anhand der Ergebnisse dieser Studie bestimmt.

Für die Ermittlung des systematischen Fehlers der softwarebasierten Messwertberechnung wurden die Schritte aus 4.7.1 und 4.7.2 acht Mal für einen Datensatz durchgeführt und die Daten hinsichtlich signifikanter Unterschiede untersucht.

Die von der Software OnyxCeph<sup>3</sup>™ ausgegebenen Daten wurden systematisch in Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, USA) übertragen. Zur Auswertung der klinisch relevanten Grenzwerte ( $0,25 \text{ mm} / 1^\circ$ ) und Beschreibung der Abweichungsrichtung (nega-

<sup>1</sup> G\*Power Version 3.1.9.7; URL: <https://www.psychologie.hhu.de/arbeitsgruppen/allgemeine-psychologie-und-arbeitspsychologie/gpower.html> (Abrufdatum: 29.09.2020)



tiver oder positiver Wert) wurden die metrischen Daten in eine nominale Skalierung umgeschrieben und die Excel Datei erweitert. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm IBM SPSS Statistics Version 26 (SPSS Inc., Chicago, USA). Zur grafischen Darstellung der Daten wurden die Programme Microsoft Excel und IBM SPSS Statistics genutzt.

Alle Daten wurden hinsichtlich der untersuchten Versuchsgruppen (Nextdent, PVS, Dreve) sowie der verschiedenen zahnbezogenen Gruppen (Inzisiven, Eckzahn, Prämolaren, Molaren) separat ausgewertet.

Für metrische Messdaten (lineare und anguläre Werte) wurde eine deskriptive Statistik durchgeführt. Das Vorzeichen dieser Messwerte gibt die Richtung der Änderung an. Daher wurden zur weiteren statistischen Analyse alle metrischen Daten in den Betrag gesetzt.

Da die Messdaten bis auf die Messgröße „Vertikal“ (Shapiro-Wilk-Test;  $p = 0,095$ ) nicht normalverteilt waren (Shapiro-Wilk-Test;  $p < 0,030$ ), wurden alle Messgrößen mit dem Kruskal-Wallis-Test analysiert und signifikante Unterschiede mit dem Dunn-Bonferroni Test korrigiert.

Nominale Daten (klinisch relevante Grenzwerte, Abweichungsrichtungen) wurden durch Anzahl und Häufigkeit charakterisiert und mittels Pearson- $\chi^2$  Test hinsichtlich signifikanter Unterschiede analysiert.

Ein  $p$ -Wert  $< 0,05$  wurde hierbei als signifikant erachtet.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Ergebnisse der Validierungsmessungen und Ermittlung der Teststärke

Für die Analyse des systematischen Fehlers wurde die unter 4.6 beschriebene softwarebasierte Berechnungsmethode für Positions- und Orientierungsabweichungen acht Mal für den gleichen Modellscan wiederholt. Somit ergaben sich bei acht Zyklen und zwölf auf dem Modell befindlichen Brackets je 288 Positions- und Orientierungsabweichungen.

Die Werte der Validierungsmessungen waren gemäß dem Shapiro-Wilk Test nicht normal verteilt.

Die Anwendung des Kruskal-Wallis Test ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messreihen ( $p > 0,05$ ).

Zusätzlich wurden Bland-Altman-Plots für lineare (Abb. 23) und anguläre (Abb. 24) Abweichungen anhand der Daten zweier Messreihen erstellt. Diese zeigen eine hohe Übereinstimmung der untersuchten Messwertreihen.

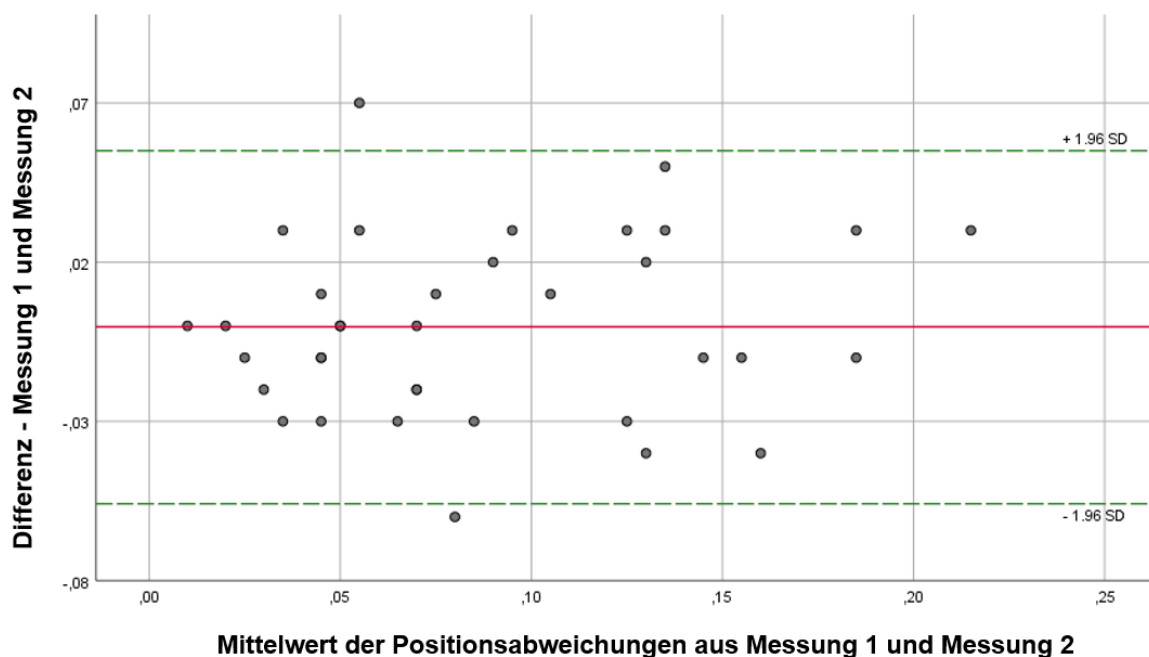


Abb. 23 Bland-Altman-Plot für lineare Abweichungen für die Messreihen 1 und 2 der. Die Differenz der Positionsabweichungen der Messungen 1 und 2 (y-Achse) sind gegen den Mittelwert der beiden Messungen aufgetragen. Der Mittelwert der Differenz (rot) und die Grenze der akzeptablen Schwankungsbreite (1,96-fache Standardabweichung; grün) sind als Bezuglinien zur y-Achse dargestellt.



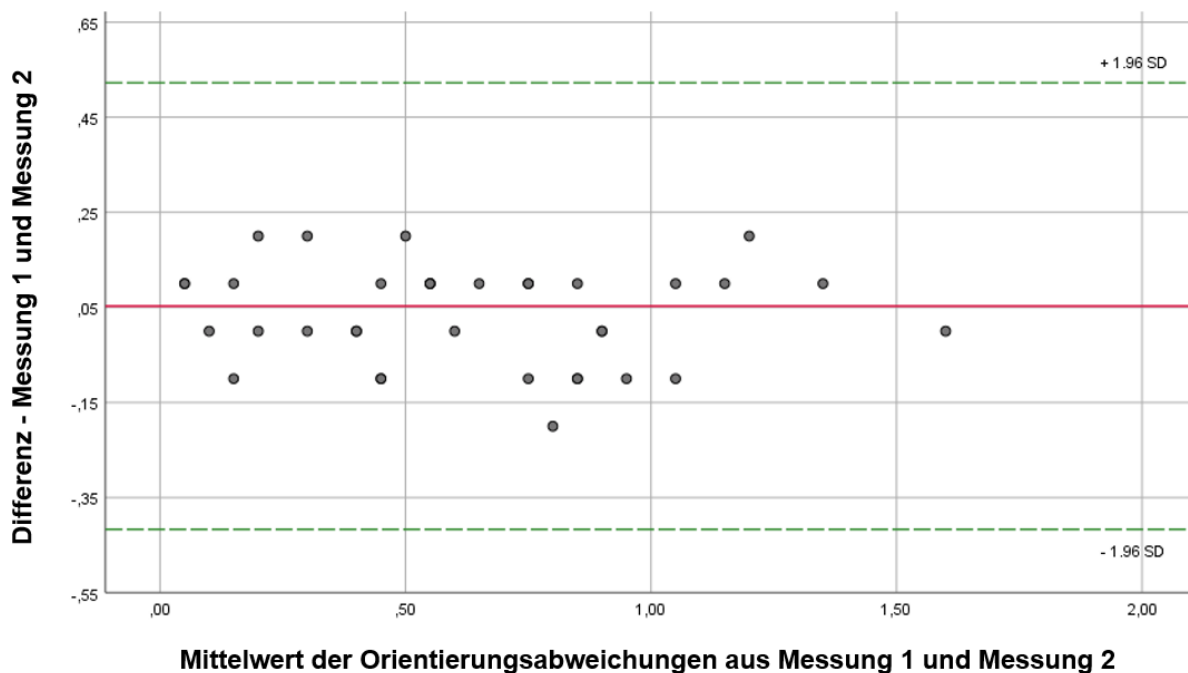


Abb. 24 Bland-Altman-Plot für anguläre Abweichungen für die Messreihen 1 und 2 der Validierung. Die Differenz der Positionsabweichungen der Messungen 1 und 2 (y-Achse) sind gegen den Mittelwert der beiden Messungen aufgetragen. Der Mittelwert der Differenz (rot) und die Grenze der akzeptablen Schwankungsbreite (1,96-fache Standardabweichung; grün) sind als Bezuglinien zur y-Achse dargestellt.

Der Standardfehler des Mittelwertes und das Konfidenzintervall wurde anhand der acht Messreihen der Validierung bestimmt (Tab. 1).

Tab. 1 Analyse der Daten der Validierungsmessungen. Anhand der Werte der acht Messreihen wurde das 95 % - Konfidenzintervall (KI) sowie der Standardfehler des Mittelwertes bestimmt. Der Standardfehler des Mittelwertes lag für lineare Abweichungen bei 0,01 mm, für anguläre Abweichungen zwischen 0,08° (Torque) und 0,12° (Rotation).

	mesio- distal	occluso- gingival	bucco- lingual	Angulation	Torque	Rotation
<b>Mittelwert</b>	,01	,15	,15	,80	1,09	,90
<b>KI (Unter- grenze)</b>	,01	,14	,14	,72	1,02	,80
<b>KI (Ober- grenze)</b>	,02	,16	,16	,88	1,16	1,00
<b>Standardfeh- ler</b>	,01	,01	,01	,09	,08	,12
<b>Varianz</b>	0,000041	0,000098	0,000057	0,008571	0,006964	0,014286

Die Ermittlung der statistischen Power erfolgte durch Post-hoc Berechnung für zwei unabhängige Gruppen unter Verwendung der Stichprobengröße der Materialgruppen ( $n = 120$ ). Die Effektstärke wurde anhand der ermittelten Medianwerte und Standardabweichungen zu 0,67 berechnet. Für ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  ergab sich eine Teststärke von 0,99. Eine Teststärke von 0,8 oder größer wird als großer Effekt interpretiert (Lakens 2013).

Zwischen den Messdaten der beiden unter 4.6.3 beschriebenen Berechnungsmethoden für Orientierungsabweichungen lagen keine statistisch signifikanten Unterschiede vor. Daher wird im Folgenden ausschließlich die Auswertung der Daten für die Berechnung der Orientierungsabweichungen über die dreidimensionale Transformation aufgeführt, da diese Berechnungsmethode das übliche Verfahren für die dreidimensionale Auswertung darstellt.

## **5.2 Positions- und Orientierungsabweichungen bezogen auf die Material- und Zahngruppen**

Zur Verbesserung der Lesbarkeit wurden in den folgenden Abschnitten Orientierungsabweichungen im Sinne von Rotationen um die Achsen des Koordinatensystems der Messung als mesiale bzw. distale Rotation, mesiale bzw. distale Angulation und buccaler bzw. palatinaler Kronentorque bezeichnet. Die genauen Definitionen dieser Abweichungen und ihrer Richtungen sind unter 4.6.3 und in Abbildung 22 dargelegt.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der drei Versuchsgruppen hinsichtlich Positions- und Orientierungsabweichungen sind in Tabelle 2 und Abbildung 25 (Positionsabweichungen) sowie Abbildung 26 (Orientierungsabweichungen) dargestellt.

Die Mittelwerte der Positionsabweichungen aller Materialgruppen lagen in mesio-distaler Richtung zwischen 0,07 mm und 0,08 mm, in occluso-gingivaler Richtung zwischen 0,07 mm und 0,11 mm, und in bucco-lingualer Richtung zwischen 0,08 mm und 0,10 mm.

Für die Materialgruppe I (Dreve) waren die Positionsabweichungen in occluso-gingivaler Richtung am höchsten. Im Vergleich mit der Materialgruppe II (PVS) waren die Unterschiede signifikant ( $p < 0,001$ ).

Materialgruppe II (PVS) zeigte signifikant höhere Abweichungen hinsichtlich Positionsabweichungen in bucco-lingualer Richtung gegenüber Materialgruppe I (Dreve) ( $p < 0,02$ ).

Tab. 2: Mittelwerte und Standardabweichungen der Positions- und Orientierungsabweichungen für die untersuchten Materialgruppen. Materialgruppe I (Dreve) zeigte signifikant höhere Abweichungen hinsichtlich Positionsabweichungen in occluso-gingivaler Richtung gegenüber Materialgruppe II (PVS) ( $p < 0,001$ ). Materialgruppe II (PVS) zeigte signifikant höhere Abweichungen hinsichtlich Positionsabweichungen in bucco-lingualer Richtung gegenüber Materialgruppe I (Dreve) ( $p < 0,02$ ). Es lagen keine signifikanten Unterschiede für Orientierungsabweichungen zwischen den Materialgruppen vor.

Dimension		Material						p-Wert
		Nextdent		PVS		Dreve		
		Mean	±SD	Mean	±SD	Mean	±SD	
Positionsabweichungen (mm)	mesio-distal	0.07 <sup>a</sup>	0.05	0.08 <sup>a</sup>	0.06	0.07 <sup>a</sup>	0.04	0.49
	occluso-gingival	0.10 <sup>ab</sup>	0.07	0.07 <sup>b</sup>	0.06	0.11 <sup>a</sup>	0.06	<b>0.001</b>
	bucco-lingual	0.09 <sup>ab</sup>	0.06	0.10 <sup>a</sup>	0.05	0.08 <sup>b</sup>	0.06	<b>0.02</b>
Orientierungsabweichungen (°)	Angulation	0.51 <sup>a</sup>	0.47	0.43 <sup>a</sup>	0.32	0.48 <sup>a</sup>	0.36	0.43
	Torque	0.62 <sup>a</sup>	0.38	0.59 <sup>a</sup>	0.46	0.69 <sup>a</sup>	0.43	0.08
	Rotation	0.43 <sup>a</sup>	0.31	0.40 <sup>a</sup>	0.26	0.38 <sup>a</sup>	0.27	0.63

Die Mittelwerte der Orientierungsabweichungen aller Materialgruppen lagen in der Kategorie Angulation zwischen  $0,43^\circ$  und  $0,51^\circ$ , in der Kategorie Torque zwischen  $0,59^\circ$  und  $0,69^\circ$  und in der Kategorie Rotation zwischen  $0,38$  und  $0,43^\circ$ .

Die Abweichungen in der Kategorie Angulation und Torque waren in der Materialgruppe II (PVS) am niedrigsten.

Materialgruppe III (Dreve) zeigte im Vergleich die niedrigsten Abweichungen in der Kategorie Rotation und die höchsten in der Kategorie Torque.

Materialgruppe I (Nextdent) wies die höchsten Abweichungen in den Kategorien Angulation und Rotation auf.

Es lagen keine signifikanten Unterschiede für Orientierungsabweichungen zwischen den Materialgruppen vor.

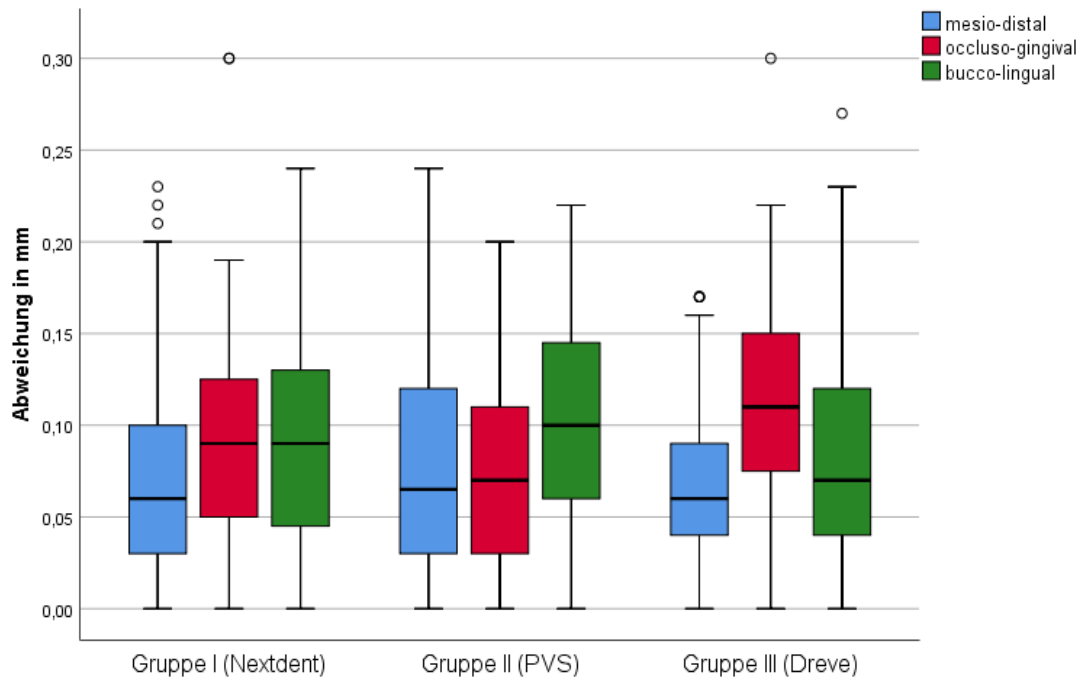


Abb. 25: Lineare Positionsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung. Darstellung der Abweichungen im Sinne von Translationen in mesio-distaler Richtung (blau), occluso-gingivaler Richtung (rot) und bucco-lingualer Richtung (Rotation; grün) für die drei Materialgruppen.

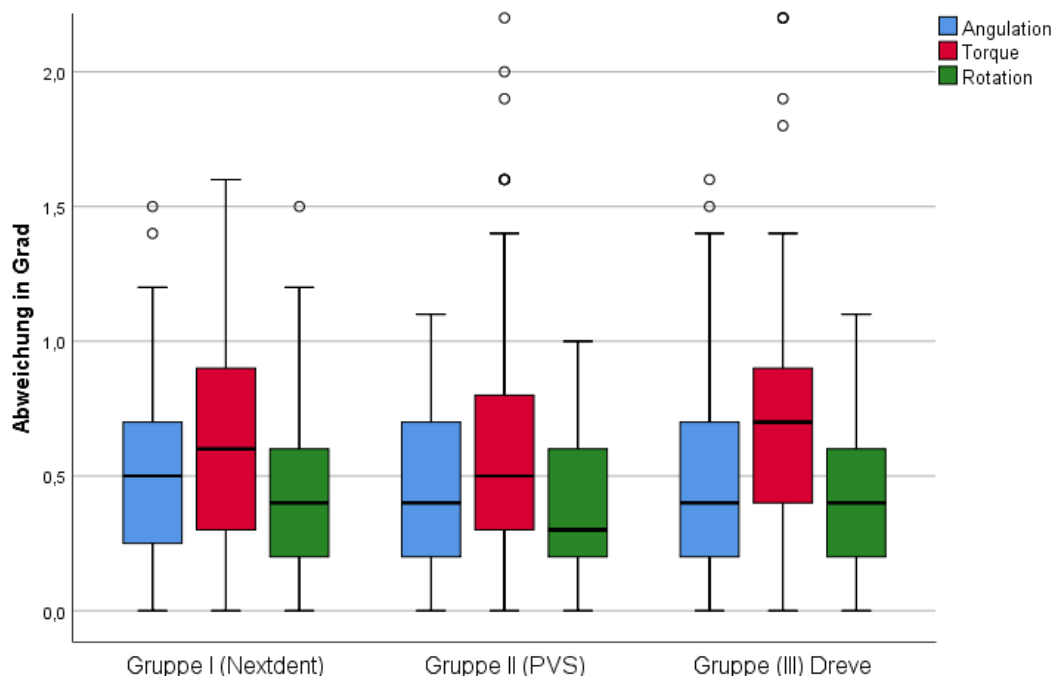


Abb. 26: Anguläre Orientierungsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung. Darstellung der Abweichungen im Sinne von Rotationen um die mesio-distale Achse (Angulation; blau), occluso-gingivale Achse (Torque; rot) und bucco-linguale Achse (Rotation; grün) für die drei Materialgruppen.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen hinsichtlich Positions- und Orientierungsabweichungen bezogen auf die Zahngruppen sind in Tabelle 3 und Abbildung 27 (Positionsabweichungen) sowie Abbildung 28 (Orientierungsabweichungen) dargestellt.

Molaren zeigten die höchsten Abweichungen in allen Dimensionen bis auf Orientierungsabweichungen in der Kategorie Torque. Die Abweichungen waren dabei im Vergleich zu den Werten der anderen Zahngruppen meist signifikant (Tab.3).

Prämolaren zeigten im Vergleich mit den anderen Zahngruppen die niedrigsten Abweichungen in der Kategorie Angulation.

Eckzähne zeigten die niedrigsten Positionsabweichungen in bucco-lingualer Richtung, die Unterschiede waren im Vergleich zu allen anderen Zahngruppen signifikant ( $p < 0,001$ ). In der Kategorie Torque waren die Abweichungen für Eckzähne am höchsten.

Inzisiven zeigten die niedrigsten Abweichungen in mesio-distaler und occluso-gingivaler Richtung.

Tab. 3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Positions- und Orientierungsabweichungen für die untersuchten Zahngruppen. Bezogen auf die untersuchten Zahngruppen (Molaren, Prämolaren, Eckzähne, Inzisiven) zeigten Molaren die höchsten Abweichungen in allen Dimensionen bis auf Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Torque). Diese Abweichungen waren meist signifikant, lagen jedoch alle unterhalb der Grenzwerte für klinisch akzeptable Positionsabweichungen von 0,25 mm und Orientierungsabweichungen von 1°.

Dimension		Zahngruppen								p-value
		Molaren (n=60)		Prämolaren (n = 120)		Eckzähne (n = 60)		Inzisiven (n = 120)		
		Mean	±SD	Mean	±SD	Mean	±SD	Mean	±SD	
Positionsabweichungen (mm)	mesio-distal	0.11 <sup>a</sup>	0.06	0.07 <sup>b</sup>	0.05	0.07 <sup>b</sup>	0.05	0.06 <sup>b</sup>	0.04	0.001
	occluso-gingival	0.12 <sup>a</sup>	0.07	0.09 <sup>ab</sup>	0.05	0.10 <sup>ab</sup>	0.06	0.08 <sup>b</sup>	0.05	0.02
	bucco-lingual	0.15 <sup>a</sup>	0.05	0.09 <sup>b</sup>	0.05	0.04 <sup>c</sup>	0.03	0.09 <sup>b</sup>	0.05	0.001
Orientierungsabweichungen (°)	Angulation	0.54	0.59	0.42	0.32	0.45	0.34	0.51	0.31	0.08
	Torque	0.66	0.40	0.57	0.40	0.68	0.41	0.66	0.44	0.17

	Rotation	0.47 <sup>a</sup>	0.3 o	0.39 <sup>a</sup> b	0.2 8	0.44 ab	0.2 8	0.36 b	0.2 9	0.03
--	----------	-------------------	----------	------------------------	----------	------------	----------	-----------	----------	------

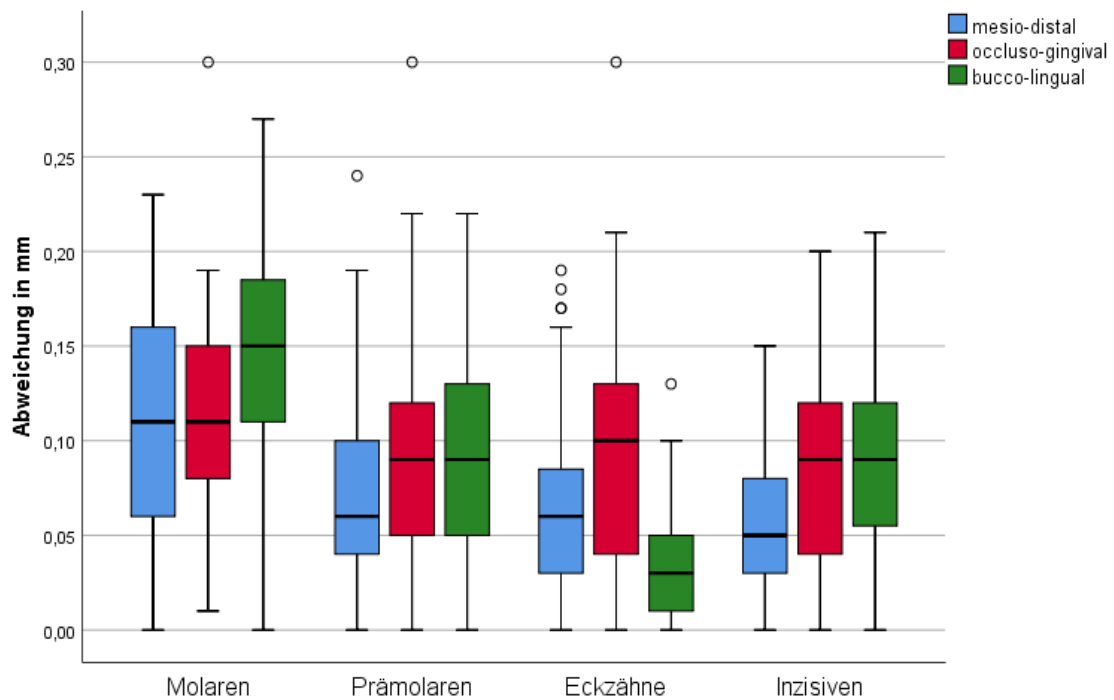


Abb. 27: Lineare Positionsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung. Darstellung der Abweichungen im Sinne von Translationen in mesio-distaler Richtung (blau), occluso-gingivaler Richtung (rot) und bucco-lingualer Richtung (Rotation; grün) für die untersuchten Zahngruppen.

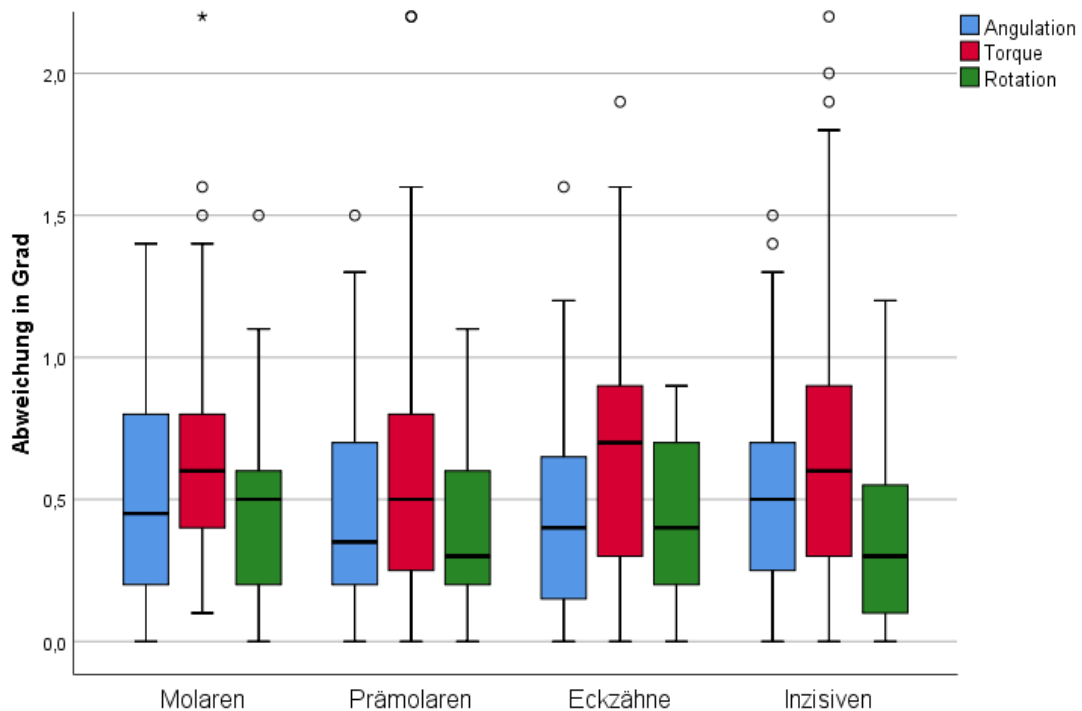


Abb. 28: Anguläre Orientierungsabweichungen zwischen den virtuell geplanten Referenzpositionen und den erreichten Bracketpositionen nach indirekter Bracketübertragung. Abweichungen im Sinne von Rotationen um die mesio-distale Achse (Angulation; blau dargestellt), occluso-gingivale Achse (Torque; rot dargestellt) und bucco-linguale Achse (Rotation; grün dargestellt) für die untersuchten Zahngruppen.

### 5.3 Häufigkeit der Richtungsabweichungen bezogen auf die Materialgruppen und Zahngruppen

Die Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für die Materialgruppen sind in Tabelle 4 und Abbildungen 29 - 31 dargestellt.

Die Brackets waren bei allen untersuchten Materialgruppen in Bezug auf Positionsabweichungen häufiger mesial, gingival und lingual positioniert. In Bezug auf Orientierungsabweichungen waren die Brackets häufiger distal anguliert und wiesen häufiger einen buccalen Kronentorque auf.

Dabei lagen signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Materialgruppen vor: bei Materialgruppe III waren die Brackets signifikant häufiger gingival positioniert als bei Materialgruppe II ( $p < 0,01$ ). Bei den Materialgruppen I und III wiesen die Brackets signifikant häufiger mehr buccalen Kronentorque auf als bei Materialgruppe II ( $p < 0,001$ ). Bei Materialgruppe I waren die Brackets signifikant häufiger distal anguliert als bei Materialgruppe II ( $p < 0,01$ ).

Tab. 4: Übersicht der Häufigkeiten der Richtungsabweichungen für die untersuchten Materialgruppen. Werte, die sich signifikant von anderen Werten der gleichen Kategorie unterscheiden, sind grau hinterlegt.

Dimension		Materialgruppen			p- value
		Gruppe I (Nextdent)	Gruppe II (PVS)	Gruppe III (Dreve)	
mesio-distal (%)	mesial	65,0	68,3	55,0	0,051
	distal	30,0	27,5	41,7	
occluso-gingi- val (%)	occlusal	20,8	26,7	11,7	0,01
	gingival	75,8	69,2	85,0	
bucco-lingual (%)	buccal	14,2	15,0	13,3	0,89
	lingual	83,3	79,2	84,2	
Angulation (%)	mesiale Angulation	17,5	42,5	25,0	0,001
	distale Angulation	80,0	52,5	69,2	
Torque (%)	buccaler KT	96,7	83,3	98,3	0,001
	lingualer KT	1,7	15,8	0	
Rotation (%)	mesiale Rotation	38,3	41,7	43,3	0,59
	distale Rotation	50,0	54,2	44,2	

KT = Kronentorque

In mesio-distaler Richtung waren Brackets nach der indirekten Positionierung bei allen Materialgruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger zu mesial platziert (Abb.29). Die Unterschiede waren nicht signifikant ( $p = 0,051$ ), jedoch war bei der Materialgruppe II (PVS) eine Tendenz bezüglich einer im Vergleich zu den anderen Gruppen häufigeren, zu mesialen Bracketpositionierung zu erkennen.



Materialgruppe III (Dreve) zeigte die ausgewogenste Verteilung der Richtungsabweichungen in mesio-distaler Richtung (55% mesial, 41,7% distal).

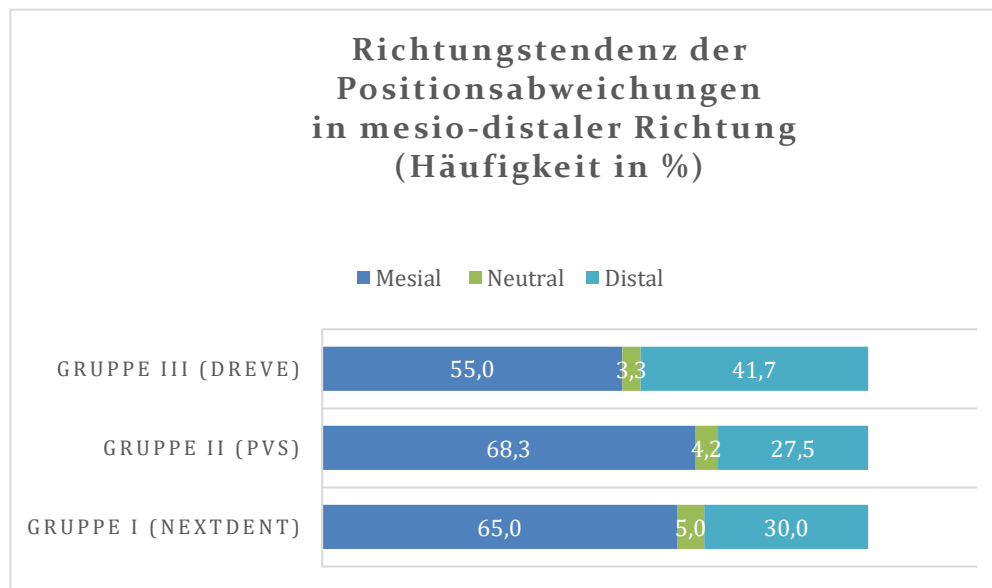


Abb. 29: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Positionsabweichungen in mesio-distaler Richtung für die untersuchten Materialgruppen. Brackets und Bukkalröhrchen waren für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger mesial platziert. Die Unterschiede zwischen den Materialgruppen waren nicht signifikant.

In occluso-gingivaler Richtung waren Brackets nach der indirekten Positionierung bei allen Materialgruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger zu gingival platziert (Abb. 30).

In der Materialgruppe III (Dreve) waren 85% der Brackets gegenüber der geplanten Position zu gingival positioniert. Die Unterschiede waren im Vergleich zu der Materialgruppe II (PVS) signifikant ( $p < 0,01$ ).

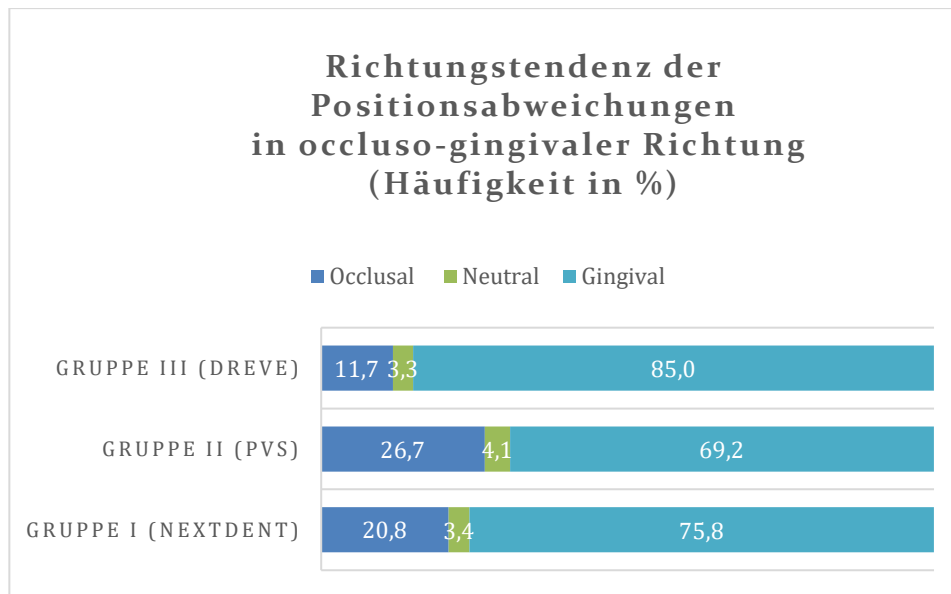


Abb. 30: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Positionsabweichungen in occluso-gingivaler Richtung für die untersuchten Materialgruppen. Brackets und Bukkalröhrchen waren für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger gingival platziert. Die Unterschiede zwischen Gruppe III und Gruppe II waren signifikant ( $p < 0,01$ ).

In bucco-lingualer Richtung waren Brackets nach der indirekten Positionierung bei allen Materialgruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger zu lingual platziert (Abb. 31). Die Unterschiede zwischen den Materialgruppen waren nicht signifikant.

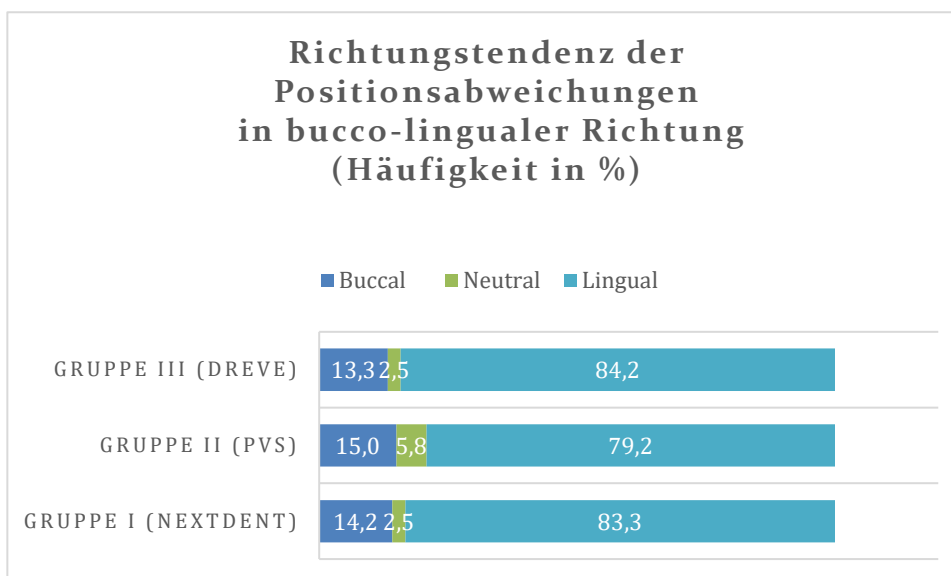


Abb. 31: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Positionsabweichungen in bucco-lingualer Richtung für die untersuchten Materialgruppen. Brackets und Bukkalröhrchen waren für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger lingual platziert. Die Unterschiede zwischen den Materialgruppen waren nicht signifikant.

Für Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Angulation) zeigte sich für Brackets aller Materialgruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger eine distale Angulation (Abb. 32).

Materialgruppe II (PVS) zeigte eine ausgewogene Verteilung der Abweichungsrichtungen (42,5% mesial anguliert, 52,5 % distal anguliert). Die Unterschiede waren gegenüber der Materialgruppe I (Nextdent) waren signifikant ( $p < 0,001$ ).

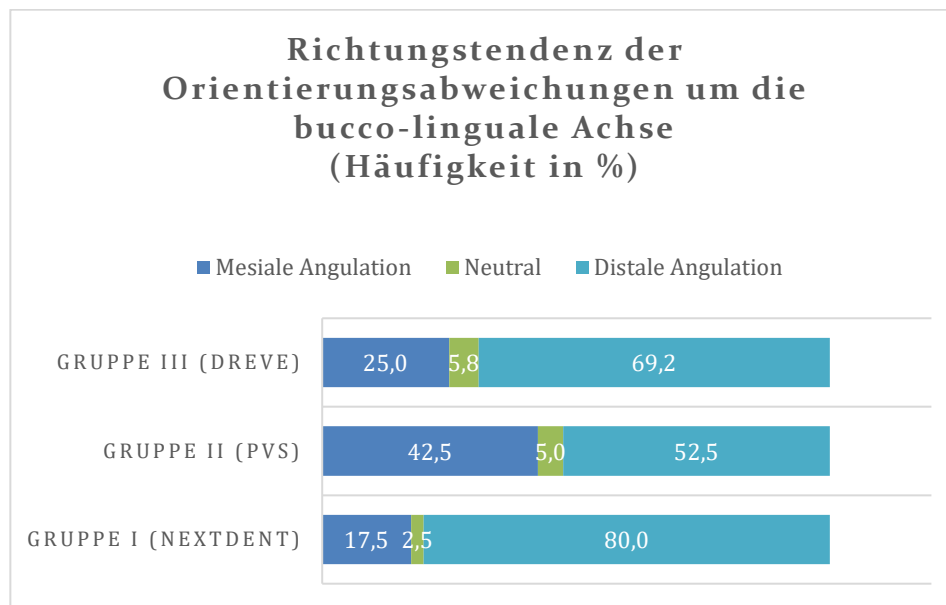


Abb. 32: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Angulation) für die untersuchten Materialgruppen. Brackets und Bukkalröhrchen waren für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger distal anguliert. Die Unterschiede zwischen Gruppe I und Gruppe II waren signifikant ( $p < 0,01$ ).

Für Orientierungsabweichungen um die occluso-gingivale Achse (Rotation) zeigte sich für Brackets aller Materialgruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger eine distale Rotation (Abb. 33). Die Verteilung war jedoch verglichen mit den anderen Kategorien für alle Materialgruppen in etwa ausgeglichen (Häufigkeit einer zu distalen Rotation 44,2 % - 54,2 %).

Es lagen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Materialgruppen hinsichtlich der Häufigkeitsverteilung der Richtungstendenz vor ( $p = 0,59$ ).

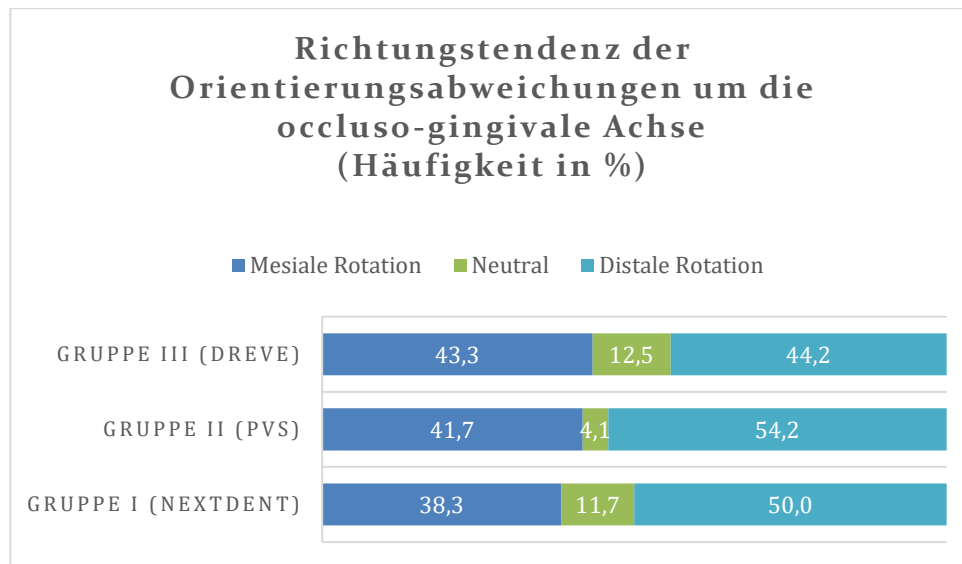


Abb. 33: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die occluso-gingivale Achse (Rotation) für die untersuchten Materialgruppen. Die Verteilung der Abweichungsrichtungen ist im Vergleich zu den anderen Orientierungsabweichungen ausgeglichener, obwohl die Brackets für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger nach distal rotiert waren. Die Unterschiede zwischen den Materialgruppen waren nicht signifikant.

Für Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Torque) zeigte sich für Brackets aller Materialgruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger ein buccaler Kronentorque (Abb. 34).

In den Materialgruppen I (Nextdent) und III (Dreve) wiesen 96,7 % bzw. 98,3 % der Brackets einen zu buccalen Kronentorque auf. Die Unterschiede waren im Vergleich zu Materialgruppe II (PVS) signifikant ( $p < 0,001$ ).

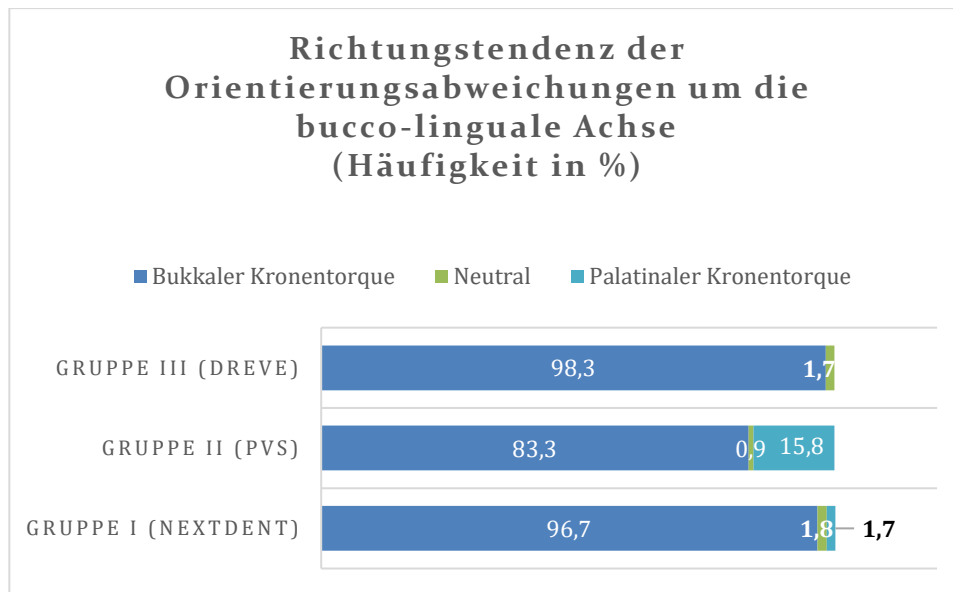


Abb. 34: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Torque) für die untersuchten Materialgruppen. Brackets und Bukkalröhrchen wiesen für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger einen buccalen Kronentorque auf. Dabei wiesen Brackets der Materialgruppen I und III signifikant häufiger buccalen Kronentorque auf als die der Materialgruppe II ( $p < 0,001$ ).

Die Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für die Zahngruppen sind in Tabelle 5 und in den Abbildungen 35 - 40 dargestellt.

Die Brackets waren bei allen untersuchten Zahngruppen in Bezug auf Positionsabweichungen häufiger mesial und gingival positioniert. In Bezug auf Orientierungsabweichungen waren die Brackets häufiger distal anguliert und wiesen häufiger einen buccalen Kronentorque auf.

Zwischen den Zahngruppen lagen zum Teil signifikante Unterschiede vor, die jedoch nicht mit Post-hoc Tests zur Bestimmung der Gruppenzugehörigkeit überprüft wurden.

Tab. 5: Übersicht der Häufigkeiten der Richtungsabweichungen für die untersuchten Zahngruppen. Werte, die sich signifikant von anderen Werten der gleichen Kategorie unterscheiden sind grau hinterlegt.

Dimension		Zahngruppen				p- value
		Molaren (n = 60)	Prämolaren (n = 120)	Eckzähne (n = 60)	Inzisiven (n = 120)	
mesio-distal (%)	mesial	75,0	72,5	61,7	47,5	0,001
	distal	23,3	22,5	36,7	46,7	
occluso-gingival (%)	occlusal	33,3	19,2	10,0	18,3	0,02
	gingival	66,7	78,3	83,3	76,7	
bucco-lingual (%)	buccal	0	5,0	50,0	12,5	0,001
	lingual	98,3	92,5	41,7	84,2	
Angulation (%)	mesiale Angulation	3,3	37,5	35,0	28,3	0,001
	distale Angulation	93,3	55,0	60,0	70,0	
Torque (%)	buccaler KT	98,3	92,5	86,7	93,3	0,26
	lingualer KT	1,7	5,8	10,0	5,8	
Rotation (%)	mesiale Rotation	65,0	33,3	38,3	55,8	0,001
	distale Rotation	30,0	57,5	55,0	30,2	

In mesio-distaler Richtung waren Brackets nach der indirekten Positionierung bei allen Zahngruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger zu mesial platziert (Abb. 35). Molaren- und Prämolarenbrackets waren dabei am häufigsten zu mesial platziert (72,5 %, bzw. 75,0 %). Die Unterschiede waren signifikant ( $p < 0,001$ ).

Für Inzisivenbrackets zeigte sich eine ausgewogene Verteilung der Abweichungsrichtung (47,5 % mesial, 46,7 % distal).

Die Häufigkeit der mesialen Platzierung nahm im Zahnbogen von anterior (Inzisiven) nach posterior (Molaren) zu.

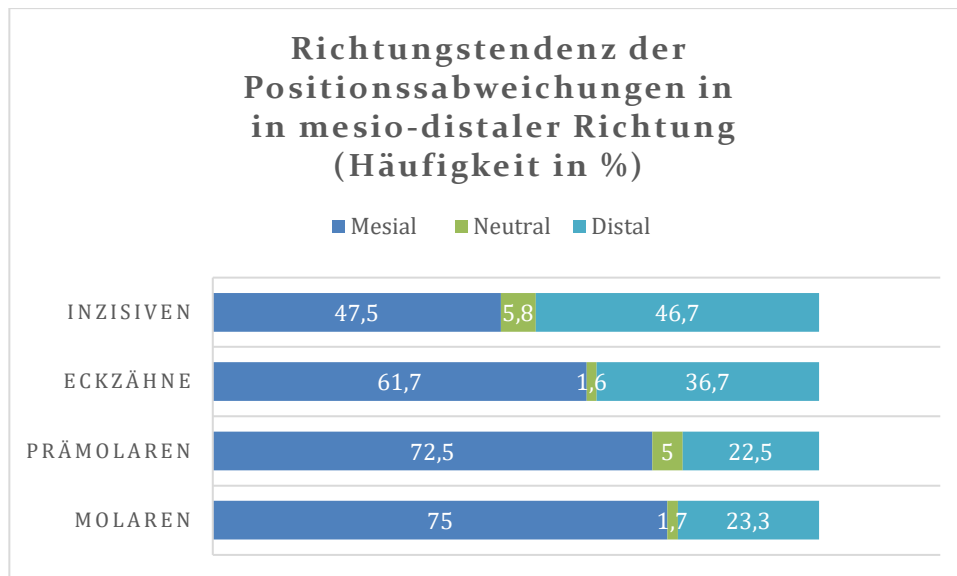


Abb. 35: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Positionssabweichungen in mesio-distaler Richtung für die untersuchten Zahngruppen. Brackets und Bukkalröhrchen waren für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger mesial platziert. Dabei nahm die Häufigkeit der mesialen Platzierung im Zahnbogen von anterior (Inzisiven) nach posterior (Molaren) zu.

In occluso-gingivaler Richtung waren Brackets nach der indirekten Positionierung bei allen Zahngruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger zu gingival platziert (Abb. 36).

Die Häufigkeit der Richtungsabweichung der Brackets nach gingival lag zwischen 66,7% (Molaren) und 83,3 % (Eckzähne). Die Unterschiede waren signifikant ( $p < 0,02$ ).

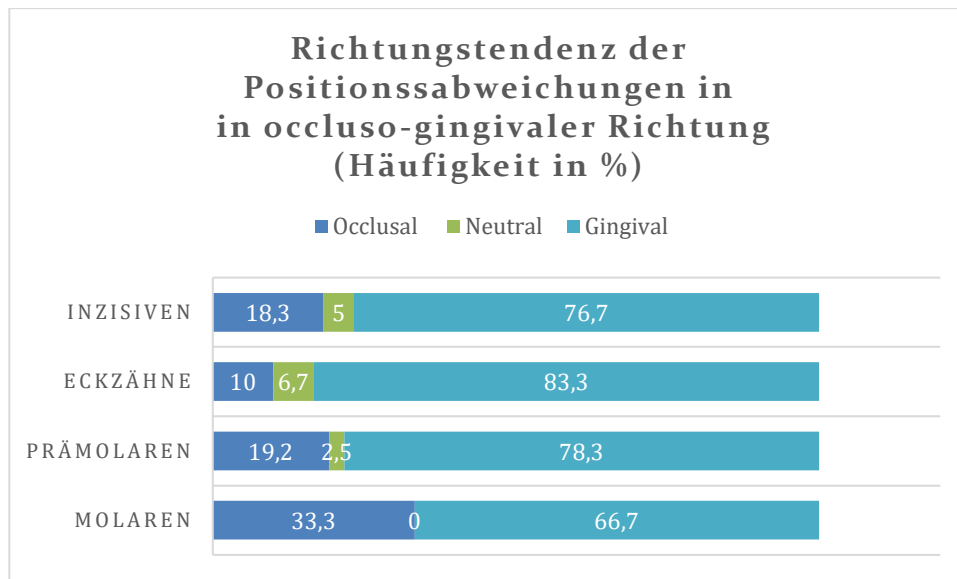


Abb. 36: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Positionssabweichungen in occluso-gingivaler Richtung für die untersuchten Zahngruppen. Brackets und Bukkalröhrchen waren für alle Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger gingival platziert. Eckzahnbrackets waren im Vergleich zu den anderen Gruppen am häufigsten gingival platziert.

In bucco-lingualer Richtung waren Brackets nach der indirekten Positionierung (im Vergleich zum Referenzdatensatz) zum Teil häufiger buccal und zum Teil häufiger lingual platziert (Abb. 37).

Eckzahnbrackets zeigten eine ausgewogene Verteilung der Richtungsabweichungen (50% buccal, 41,7% lingual). Inzisiven, Prämolaren und Molaren wichen häufiger nach lingual ab (84,2 % bzw. 92,5 %, 98,3%).

Die Unterschiede waren statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).



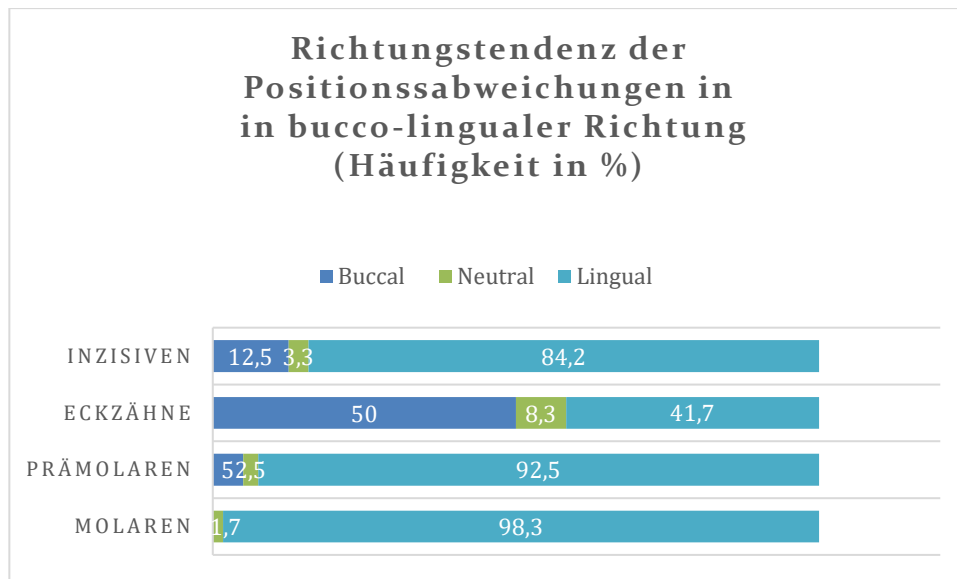


Abb. 37: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Positionssabweichungen in bucco-lingualer Richtung für die untersuchten Zahngruppen. Bis auf Eckzahnbrackets waren Brackets und Bukkalröhrchen aller Gruppen in Bezug auf die geplanten Positionen häufiger gingival platziert.

Für Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Angulation) zeigte sich für Brackets aller Zahngruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger eine distale Angulation (Abb. 38).

Die Häufigkeit der distalen Angulation nahm im Zahnbogen von anterior (Inzisiven) nach posterior (Molaren) zu, Molarenattachements waren dabei in 93,3 % der Fälle zu distal anguliert.

Die Unterschiede waren statistisch signifikant ( $p < 0,01$ ).

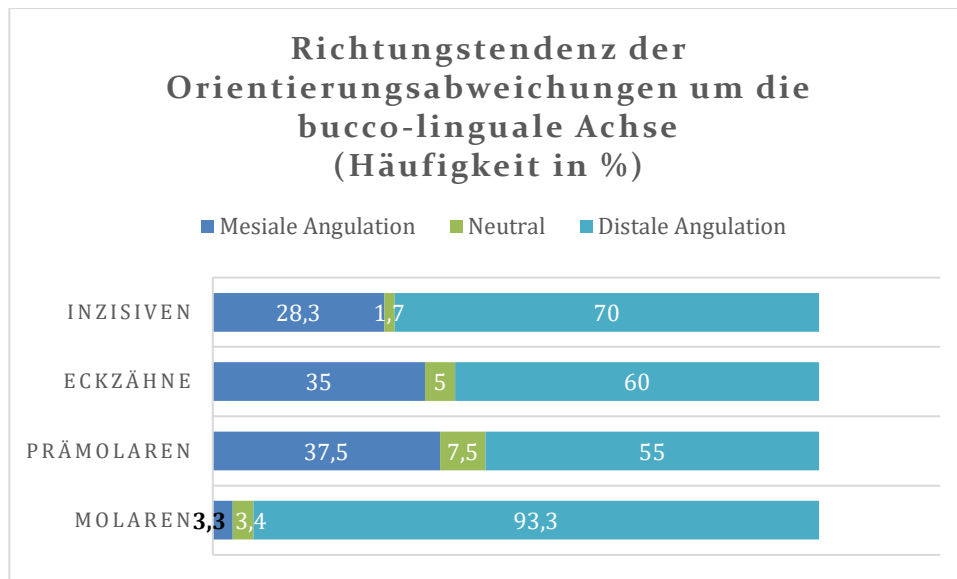


Abb. 38: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die bucco-lingualer Achse für die untersuchten Zahngruppen. Brackets und Bukkalröhrchen aller Gruppen waren häufiger distal anguliert. Molaren-Bukkalröhrchen waren verglichen mit den anderen Gruppen am häufigsten distal anguliert.

Für Orientierungsabweichungen um die mesio-distale Achse (Torque) zeigte sich für Brackets aller Zahngruppen (im Vergleich zum Referenzdatensatz) häufiger ein buccaler Kronentorque (Abb. 39).

Die Häufigkeit einer Positionierung mit zu hohen Kronentorque lag zwischen 86,7 % (Eckzahnbrackets) und 98,3 % (Molarenattachements).

Die Unterschiede waren nicht signifikant ( $p = 0,26$ ).

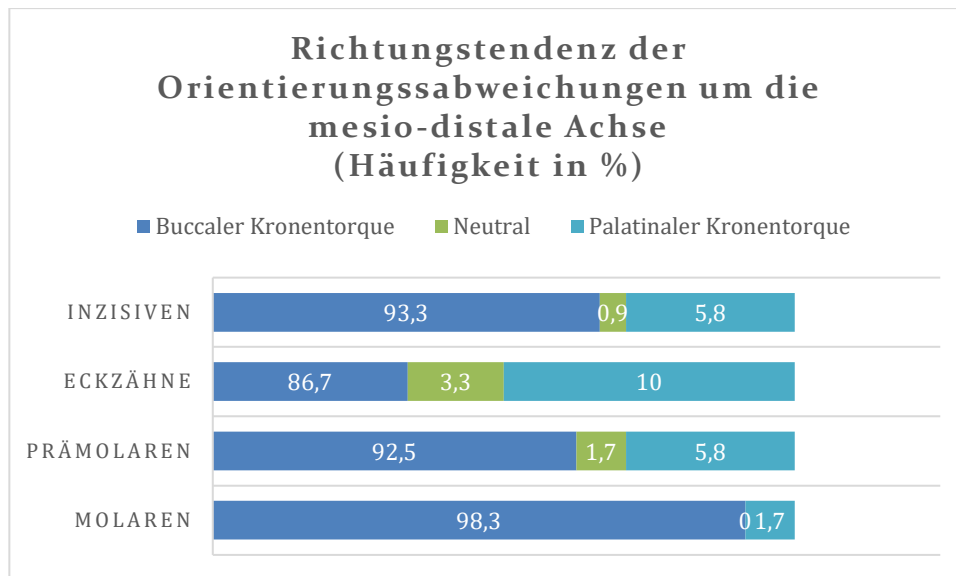


Abb. 39: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die mesio-distale Achse für die untersuchten Zahngruppen. Brackets und Bukkalröhrchen aller Zahngruppen wiesen im Vergleich zu der Referenzposition häufiger einen buccalen Kronentorque auf.

Für Orientierungsabweichungen um die occluso-gingivale Achse (Rotation) zeigte sich (im Vergleich zum Referenzdatensatz) für Inzisivenbrackets und Molarenattachements häufiger eine mesiale Rotation. Eckzahn- und Prämolarenbrackets waren dagegen häufiger nach distal rotiert (Abb. 40)

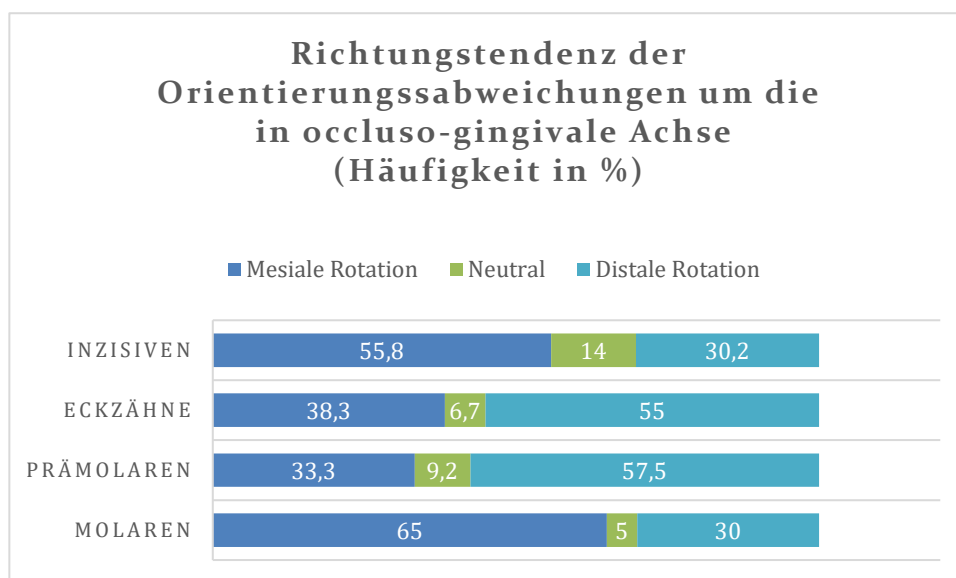


Abb. 40: Grafische Darstellung der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen für Orientierungsabweichungen um die occluso-gingivale Achse für die untersuchten Zahngruppen. Inzisivenbrackets und Molaren-Bukkalröhrchen waren häufiger nach mesial rotiert, Eckzahn- und Prämolarenbrackets häufiger nach distal rotiert.

## 5.4 Prävalenz klinisch akzeptabler Bracketübertragungen bezogen auf die Material- und Zahngruppen

In Anlehnung an vorausgegangene Arbeiten (Castilla et al. 2014; Grunheid et al. 2016; Kim et al. 2018; Pottier et al. 2020; Schmid et al. 2018; Xue et al. 2020) wurden Positions- und Orientierungsabweichungen in Bezug gesetzt zu Grenzwerten für klinisch akzeptable Abweichungen des American Board of Orthodontics (ABO). Das ABO Objective Grading System definiert Abweichungen größer als 0,5 mm für Strecken und 2° für Winkel als klinisch relevant (Casko et al. 1998).

Auf Grundlage der Arbeiten von Castilla et al. (2014) und Schmid et al. (2018) wurden diese Grenzwerte halbiert, da sich die Werte des ABO Objective Grading System lediglich auf Stellungsfehler einzelner Zähne beziehen.

Die Prävalenz klinisch akzeptabler Positions- und Orientierungsabweichungen für die Materialgruppen sind in Tabelle 6 und Abbildung 41 dargestellt.

Tab. 6: Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen bezogen auf die untersuchten Materialgruppen. Für Gruppe I lagen im Vergleich zu Gruppe II signifikant mehr Grenzwertüberschreitungen bei Bracketübertragungen in der Kategorie Rotation vor ( $p < 0,01$ ). Für Positionsabweichungen lagen keine signifikanten Unterschiede vor.

Dimension		Material			p-value
		Gruppe I (Nextdent)	Gruppe II (PVS)	Gruppe III (Dreve)	
Klinisch akzeptable Positionsabweichungen in %	mesio-distal	100 <sup>a</sup>	100 <sup>a</sup>	100 <sup>a</sup>	-
	occluso-gingival	97,5 <sup>a</sup>	100 <sup>a</sup>	99,2 <sup>a</sup>	0,17
	bucco-lingual	100 <sup>a</sup>	100 <sup>a</sup>	99,2 <sup>a</sup>	0,37
Klinisch akzeptable Orientierungsabweichungen in %	Angulation	93,3 <sup>a</sup>	99,2 <sup>a</sup>	94,2 <sup>a</sup>	0,06
	Torque	88,3 <sup>a</sup>	86,7 <sup>a</sup>	85,0 <sup>a</sup>	0,75
	Rotation	95,0 <sup>a</sup>	100 <sup>b</sup>	99,2 <sup>ab</sup>	<b>0,01</b>

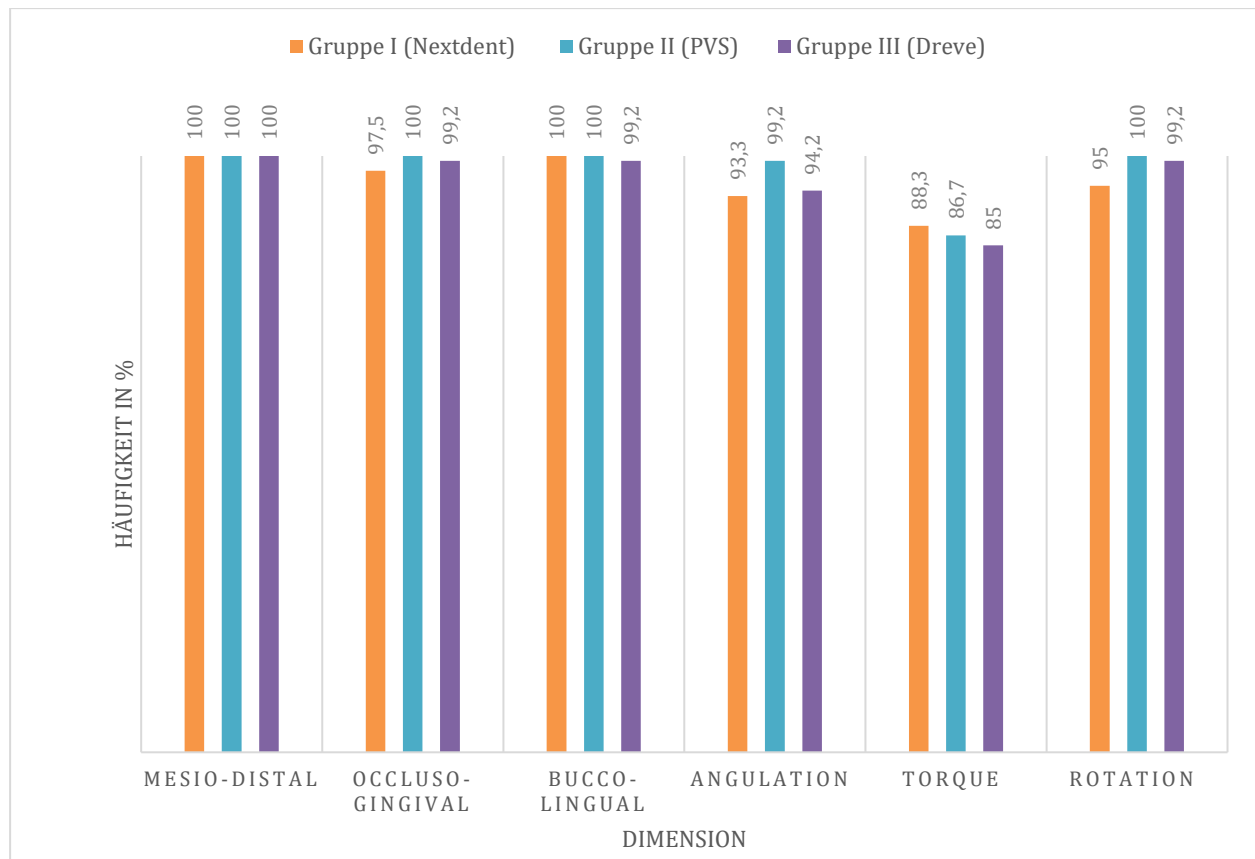


Abb. 41: Vergleich der Häufigkeiten klinisch akzeptabler Bracketübertragungen für die untersuchten Materialgruppen. Für die Kategorie Torque zeigten sich die häufigsten Grenzwertüberschreitungen bei allen Materialgruppen. Lediglich die Unterschiede für die Kategorie Rotation zwischen Gruppe I und Gruppe II waren signifikant ( $p < 0,01$ ).

Die höchste Umsetzungsgenauigkeit zeigte sich für alle Materialgruppen in mesio-distaler Richtung. Alle Bracketübertragungen der drei Materialgruppen lagen in dieser Kategorie innerhalb der definierten Grenzwerte (Abb. 41).

In occluso-gingivaler Richtung zeigten sich die geringsten Abweichungen für die Materialgruppe II (PVS), in der ebenfalls alle Bracketübertragungen innerhalb der Grenzwerte lagen. In den Materialgruppen I (Nextdent) und III (Dreve) wurden die Grenzwerte in 2,5 % bzw. 0,8 % der Bracketübertragungen überschritten.

In bucco-lingualer Richtung lagen alle Bracketübertragungen der Materialgruppen I (Nextdent) und II (PVS) innerhalb der Grenzwerte. In der Materialgruppe III (Dreve) wurden die Grenzwerte in 0,8% der Bracketübertragungen überschritten.

Die Unterschiede waren in Bezug auf alle Positionsabweichungen nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).

Die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen in Bezug auf Orientierungsabweichungen war niedriger und lag zwischen 85% (Torque, Materialgruppe III) und 100% (Rotation, Materialgruppe II).

In der Kategorie Torque wurden in allen Materialgruppen die Grenzwerte am häufigsten überschritten (Abb. 41).

In der Kategorie Rotation lagen bei Bracketübertragungen in der Materialgruppe I (Nextdent) signifikant mehr Grenzwertüberschreitungen als in Materialgruppe II (PVS) vor ( $p < 0,01$ ).

Die Prävalenz klinisch akzeptabler Positions- und Orientierungsabweichungen für die Zahngruppen sind in Tabelle 7 und in Abbildung 42 dargestellt.

Tab. 7: Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen bezogen auf die untersuchten Zahngruppen.

Dimension		Zahngruppen				p-value
		Molaren (n=60)	Prämolaren (n=120)	Eckzähne (n=60)	Inzisiven (n=120)	
<b>Klinisch akzeptable Positionsabweichungen in %</b>	mesio-distal	100	100	100	100	-
	occluso-gingival	96,7	99,2	98,3	100	0,23
	bucco-lingual	98,3	100	100	100	0,17
<b>Klinisch akzeptable Orientierungsabweichungen in %</b>	Angulation	95,0	96,7	93,3	95,8	0,77
	Torque	83,3	91,7	81,7	85,8	0,21
	Rotation	96,7	97,5	98,3	99,2	0,66

Die höchste Umsetzungsgenauigkeit zeigte sich für alle Zahngruppen in mesio-distaler Richtung. Alle Bracketübertragungen der vier Zahngruppen lagen in dieser Kategorie innerhalb der definierten Grenzwerte (Abb. 42).

Molaren zeigten in allen Richtungen bis auf Torque die häufigsten Überschreitungen der Grenzwerte.

Die Bracketübertragung bei Inzisiven war in Bezug auf die Positionsabweichungen von allen Zahngruppen am präzisesten, alle Übertragungen lagen innerhalb der definierten Grenzwerte.

In der Kategorie Torque lag die geringste Umsetzungsgenauigkeit vor, die Häufigkeit der Grenzwertüberschreitung lag zwischen 8,3% (Prämolaren) und 18,3% (Eckzähne).

Die Unterschiede zwischen den Zahngruppen war in Bezug auf Positions- und Orientierungsabweichungen nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).

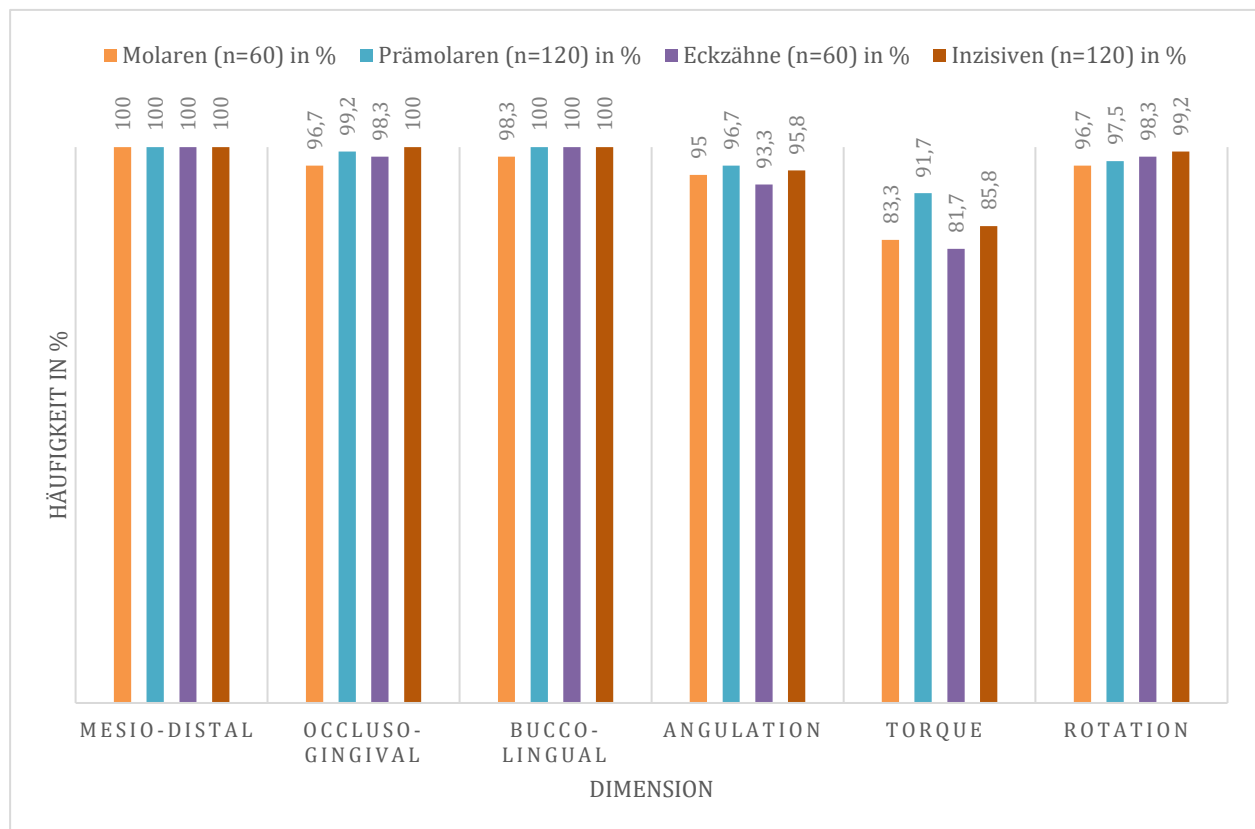


Abb. 42: Vergleich der Häufigkeiten klinisch akzeptabler Bracketübertragungen für die untersuchten Zahngruppen. Zwischen den Zahngruppen lagen für Positions- und Orientierungsabweichungen keine signifikanten Unterschiede vor. Abweichungen von Molaren-Buccalröhrchen und Eckzahnbrackets überschritten am häufigsten die klinisch akzeptablen Grenzwerte.

## 6 Diskussion

Die vorliegende ex-vivo Studie vergleicht die Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter Bracketpositionen bei der indirekten Bracketpositionierung mithilfe additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen aus zwei verschiedenen Materialien mit der indirekten Bracketpositionierung mithilfe von Polyvinyl-Siloxan Trays. Insgesamt wurden 360 Brackets hinsichtlich ihrer Positions- und Orientierungsabweichungen bei der indirekten Übertragung untersucht. Die Berechnung der Abweichungen erfolgte softwaregestützt durch Überlagerung der erreichten Bracketpositionen mit den virtuell geplanten Bracketpositionen. Die Auswertung berücksichtigte die absoluten Abweichungen, die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketpositionierungen sowie die Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen bezogen auf die drei verschiedenen Materialgruppen und die verschiedenen Zahngruppen.

### 6.1 Diskussion der Ergebnisse

Alle drei untersuchten Methoden zeigten eine präzise Umsetzung der virtuell geplanten Bracketpositionen. Die Mittelwerte und Standardabweichungen für Positionsabweichungen und Orientierungsabweichungen sind vergleichbar mit Werten ähnlicher, aktueller Studien. In dieser Untersuchung lagen die linearen Abweichungen zwischen  $0,07 \text{ mm} \pm 0,05 \text{ mm}$  und  $0,11 \pm 0,06 \text{ mm}$ , die angulären Abweichungen zwischen  $0,38 \pm 0,27^\circ$  und  $0,69 \pm 0,43^\circ$ .

Pottier et al. (2020) verglichen ebenfalls die Umsetzungsgenauigkeit zwischen PVS-Trays und additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen und gaben lineare Abweichungen zwischen  $0,067 \pm 0,041 \text{ mm}$  und  $0,134 \pm 0,120 \text{ mm}$  sowie anguläre Abweichungen zwischen  $0,459 \pm 0,335^\circ$  und  $1,403 \pm 0,758^\circ$  an. Schmid et al. (2018) verglichen die Umsetzungsgenauigkeit zwischen PVS-Trays und Bracketübertragungsschienen aus thermoplastischen Folien und gaben lineare Abweichungen zwischen  $0,021 \pm 0,016 \text{ mm}$  und  $0,077 \pm 0,056 \text{ mm}$  sowie anguläre Abweichungen zwischen  $0,225 \pm 0,199^\circ$  und  $0,569 \pm 1,280^\circ$  an.

Die Häufigkeit der Überschreitung klinisch relevanter Grenzwerte ist für die Beurteilung der Umsetzungsgenauigkeit von größerer Bedeutung als die Angabe der Mittelwerte und der Standardabweichungen (Castilla et al. 2014; Kim et al. 2018). In der Literatur sind jedoch keine Grenzwerte für klinisch relevante Abweichungen für die indirekte Bracketpositionierung beschrieben. Aktuelle Arbeiten zur indirekten Bracketpositionierung (Grunheid et al. 2016; Kim et al. 2018; Pottier et al. 2020; Schmid et al. 2018; Xue et al. 2020) beziehen ihre Ergebnisse daher auf das Bewertungssystem des American Board of Orthodontics. Das ABO Objective Grading System definiert Abweichungen über  $0,5 \text{ mm}$  für Strecken und  $2^\circ$



für Winkel als klinisch relevant (Casko et al. 1998). Diese beziehen sich jedoch auf individuelle Zahnstellungsfehler, die am Gipsmodell gemessen bzw. anhand einer Panoramaschichtaufnahme ermittelt werden und nicht mit Bracketpositionierungsfehlern gleichzusetzen sind.

In Anlehnung an die Arbeiten von Schmid et al. (2018) und Castilla et al. (2014) wurden daher in dieser Studie strengere Grenzwerte angewendet, um so zu berücksichtigen, dass zwei benachbarte Brackets in entgegengesetzte Richtungen abweichen und dadurch trotz Einhaltung der Grenzwerte klinisch relevante Stellungsfehler entstehen können. Die Anwendung strengerer Grenzwerte erlaubt daher aussagekräftigere Schlussfolgerungen über die Vermeidung klinisch relevanter Platzierungsfehler im Rahmen der Übertragung.

Bei Anwendung der strengeren Grenzwerte liegt in dieser Studie die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen für lineare Abweichungen bei 99,44%, bzw. 80,28% für anguläre Abweichungen. Diese Ergebnisse stimmen mit den Ergebnissen vergleichbarer Arbeiten überein: Schmid et al. (2018) gaben die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen mit PVS-Trays zu 89,7 - 100% für lineare und 72,4 - 100% für anguläre Abweichungen an. Pottier et al. (2020) gaben die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen mit PVS-Trays und additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen zu 89,0 - 100% für lineare und 79,0 - 100% für anguläre Abweichungen an, jedoch unter Verwendung der weniger strengen Grenzwerte des ABO Objective Grading Systems. Der Umstand, dass anguläre Abweichungen in dieser und anderen Untersuchungen (Pottier et al. 2020; Schmid et al. 2018; Xue et al. 2020) häufiger die klinisch relevanten Grenzwerte überschreiten, könnte einerseits an der Definition der Grenzwerte liegen, andererseits auch an der gegenseitigen Abhängigkeit der Orientierungsabweichungen sowie der Abhängigkeit der Orientierungsabweichungen von den Positionsabweichungen. Diese Überlegungen werden bei der Diskussion der Richtungsabweichungen weiter ausgeführt.

Bei Betrachtung der in dieser Studie untersuchten Materialgruppen zeigten sich in Bezug auf die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen zum Teil signifikante Unterschiede. Die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen in der Kategorie „Rotation“ lag für PVS-Trays bei 100% und unterschied sich damit signifikant zu der Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen mit Bracketübertragungsschienen aus dem Material Nextdent Ortho IBT, die bei 95% lag.

Zwischen additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus dem Material Dreve FotoDent IBT 385nm und den anderen untersuchten Materialgruppen bestand kein signifikanter Unterschied. Bezogen auf die Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen lagen die Werte für alle untersuchten Kategorien zwischen den beiden anderen Gruppen.

Daraus lässt sich ableiten, dass die Bracketübertragung mit PVS-Trays tendenziell am präzisesten war, die Unterschiede zwischen den Gruppen jedoch so gering ausfielen, dass sich weder signifikante Unterschiede zwischen PVS-Trays und Bracketübertragungsschienen aus dem Material Dreve FotoDent IBT 385 nm, noch zwischen den additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus den verschiedenen Materialien zeigten.

Der Herstellungsprozess der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen war - bis auf geringfügige Unterschiede in der Nachbearbeitung der Druckobjekte (die gemäß den Herstellerangaben der zwei verschiedenen Materialien durchgeführt wurde) - identisch. Zwischen diesen beiden Gruppen bestehende Unterschiede lassen sich daher vorwiegend auf die verschiedenen Materialeigenschaften zurückführen. Dabei sind bezüglich elastischer Materialien auf Methacrylatbasis eine Vielzahl von Materialeigenschaften für die Herstellung von Bracketübertragungsschienen von Interesse. Neben der Shore-Härte spielen Dichte, Viskosität, Risszähigkeit (kritischer Spannungsintensitätsfaktor), Zugdehnung und Schlagzähigkeit eine wichtige Rolle in der Charakterisierung der Materialien. Diese werden von den Herstellern in der Regel nicht angegeben und unterliegen einer ständigen Weiterentwicklung. Daher war die Charakterisierung der Materialien nicht zum Gegenstand der vorliegenden Arbeit. Untersucht werden soll jedoch, inwiefern unterschiedliche Materialien bzw. Materialzusammensetzungen zu klinisch relevanten Unterschieden bei der Bracketpositionierung führen. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass die Unterschiede für die untersuchten Materialien gering und damit nicht klinisch relevant sind.

Mit Hinblick auf die untersuchten Zahngruppen zeigten sich die größten Abweichungen bei den Molarenattachements. Diese Unterschiede waren in Bezug auf die Mittelwerte und Standardabweichungen zwar meist signifikant, nicht aber bezogen auf die klinisch akzeptablen Grenzwerte. Daher kann geschlossen werden, dass die indirekte Positionierung von Molarenattachements klinisch akzeptabel ist. Hier liegt eine Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Xue et al. (2020) vor, die klinisch akzeptable Werte für die indirekte Positionierung von Molarenattachements in einer klinischen Studie belegen konnten. Grund für die im Vergleich höheren Abweichungen ist möglicherweise die erschwerte Positionierung der Bracketübertragungsschienen im posterioren Bereich des Zahnbogens bei klinischer Anwendung bzw. klinischer Simulation am Phantompatienten.

Die Angabe der Häufigkeiten der Abweichungsrichtungen erlaubt Rückschlüsse auf mögliche Gründe für die festgestellten Differenzen zwischen geplanten Bracketpositionen und erreichten Bracketpositionen. Positions- und Orientierungsabweichungen können dabei verschiedene Ursachen haben. Zum einen sind Abweichungen durch den notwendigen La-

borprozess und die damit verbundenen Ungenauigkeiten unvermeidbar. Zum anderen entstehen Abweichungen durch den manuellen Prozess der Bracketübertragung und die Art und Menge des dabei verwendeten Befestigungskunststoffes.

So beeinflusst der Druck, mit dem die Bracketübertragungsschienen positioniert und in Stellung gehalten werden, insbesondere die occluso-gingivale Dimension (Grunheid et al. 2016). Die Anwendung zu hohen Drucks kann durch Deformation der elastischen Übertragungsschienen zu einer gingivaleren Bracketplatzierung führen, wohingegen zu niedriger Druck eine zu weit occlusale Positionierung nach sich ziehen kann. Die Verwendung von zu viel Kunststoff führt in der Regel zu einer buccaleren (Grunheid et al. 2016) und occlusaleren Bracketplatzierung sowie zu einer Rotation des Brackets um die mesio-distale Achse (palatinaler Kronentorque). Da eine Deformation der Gipsmodelle vernachlässigbar ist, stellen diese Richtungen bei Anwendung von gingival offen gestalteten, elastischen Bracketübertragungsschienen die einzigen physikalisch möglichen Ausweichrichtungen der Brackets dar.

Ein weiterer Einflussfaktor ist die Konstruktion der Bracketübertragungsschienen (Xue et al. 2020). Diese stellen eine Art Negativmodell zum Referenzmodell und zu den Brackets dar. Ist dieses Negativmodell fertigungsbedingt zu klein, wird die geplante Endposition der Bracketübertragungsschiene nicht erreicht und die Brackets daher zu weit okklusal platziert und umgekehrt (Grunheid et al. 2016; Xue et al. 2020).

In dieser Studie wurden Brackets im Allgemeinen zu weit gingival platziert. Dies könnte durch die Anwendung eines zu hohen Drucks bei der Positionierung oder einer zu losen Passung im Sinne einer Überdimensionierung der Bracketübertragungsschienen erklärt werden. Da diese Abweichungstendenz für alle Materialgruppen festzustellen war und sämtliche Bracketübertragungen durch denselben Behandler ausgeführt wurden, ist anzunehmen, dass der verwendete Druck hierbei eine wichtige Rolle spielte und folglich zu hoch war.

In dieser Untersuchung war die Mehrzahl der Brackets zu weit lingual positioniert. Dies könnte auf eine zu geringe Kunststoffmenge oder auf eine fertigungsbedingte Expansion der Bracketübertragungsschienen zurückgeführt werden. Da auch diese Abweichungstendenz für alle Materialgruppen zu sehen war, könnte hierfür eine zu geringe Kunststoffmenge ursächlich sein. Da in dieser Studie der Abstand zwischen den Brackets und den Zahnoberflächen durch einen Algorithmus der verwendeten Software optimiert wurde und die meisten Studien buccal orientierte Bracketpositionen angeben (Grunheid et al. 2016; Pottier et al. 2020; Schmid et al. 2018; Xue et al. 2020), wurde bei der Beschickung der Brackets mit Komposit darauf geachtet, möglichst keine zu großen Mengen des Werkstoffes zu verwenden.

Für die Orientierungsabweichungen im Sinne von Rotationen um die bucco-linguale Achse (Angulation) und die occluso-gingivale Achse (Rotation) ließ sich kein eindeutiger Trend bezüglich der Materialgruppen feststellen. Dies könnte dadurch erklärt werden, dass die Brackethüllen durch die occlusale Begrenzung, die vertikale Höhe und die horizontale Breite der seitlichen Bracketfassungen als eine Art dreidimensionale Leitschiene fungieren. Dadurch wird die Orientierung der Brackets weitestgehend beibehalten, selbst wenn die Position der Brackets sich verändert (bspw. weiter lingual und gingival).

Hinsichtlich der Orientierungsabweichungen bezogen auf die Rotation um die mesio-distale Achse (Torque) wiesen über 90% der Brackets gegenüber den geplanten Bracketpositionen einen buccaleren Kronentorque auf. Da in dieser Studie die meisten Brackets zu weit lingual und zu weit gingival positioniert waren, müsste sich folglich ebendiese Orientierungsabweichung zeigen, sodass die Ergebnisse mit den Resultaten für die Positionsabweichungen übereinstimmen.

Bei der Interpretation der Ergebnisse sind folgende Punkte zu berücksichtigen: Die vorliegende Untersuchung stellt die erste vergleichende Studie zur indirekten Bracketpositionierung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen dar, bei der selbstligierende Brackets übertragen wurden. Es ist unklar, ob die Art der Brackets einen Einfluss auf die Präzision der Umsetzung hat. Da die Abweichungen jedoch vergleichbar sind mit den Ergebnissen anderer Studien, die konventionelle Brackets verwendeten (Pottier et al. 2020; Schmid et al. 2018; Xue et al. 2020), ist anzunehmen, dass die Art der Brackets eine untergeordnete Rolle spielt.

Aufgrund von Ungenauigkeiten in der Bracket- und Bogenherstellung, sowie physikalischen Überlegungen zur maßlichen Beziehung zweier Teile, ist eine vollständige Slotfüllung mit orthodontischen Bögen in der straight-wire Technik nicht möglich (Archambault et al. 2010; Arreghini et al. 2014; Dalstra et al. 2015; Pottier et al. 2020). Daraus resultiert eine Spielpassung zwischen Bracket und Bogen, bei der sich die Prescription nicht vollständig auswirken kann. Abweichungen von Bracketpositionen sind daher nicht gleichzusetzen mit Abweichungen klinischer Zahnpositionen. Folglich kann davon ausgegangen werden, dass die Überschreitung der in dieser und anderen Untersuchungen angenommenen, klinisch relevanten Grenzwerte für die Bracketpositionierung nicht zwangsläufig zu einer klinisch relevanten Fehlpositionierung des zugehörigen Zahns führt.

Mit der Entwicklung von hochpräzisen orthodontischen Behandlungssystemen ohne Spielpassung wie der V-Slot Technik (Wichelhaus 2017), kommt der Präzision der Bracketpositionierung jedoch eine noch größere Bedeutung zu, da alle Positionsmerkmale exakt übertragen werden können.

## 6.2 Diskussion der Methodik

Die hier angewandte Methodik wurde entwickelt, um untersuchen zu können, wie präzise geplante Bracketpositionen unter Anwendung verschiedener Methoden der indirekten Klebetechnik umgesetzt werden können. Um möglichst alle Einflussfaktoren auszuschließen, welche die Ergebnisse der Umsetzungsgenauigkeit beeinflussen könnten, wurde ein ex-vivo Studiendesign, ein single-operator Protokoll und ein idealisiertes Oberkiefermodell gewählt. Dadurch konnte gewährleistet werden, dass die Versuchsbedingungen für alle Versuchsgruppen gleich waren und Unterschiede in den Resultaten ausschließlich auf die unterschiedlichen Materialien bzw. Herstellungs- und Übertragungsprozesse zurückzuführen sind.

Ziel dieser Arbeit war es, zu untersuchen, ob die indirekte Bracketübertragung mit additiv gefertigten Übertragungsschienen ebenso präzise ist wie die Bracketübertragung mit Polyvinyl-Siloxan-Trays, welche als Goldstandard in der indirekten Klebetechnik angesehen werden können (Dörfer 2006; Grunheid et al. 2016; Pottier et al. 2020; Schmid et al. 2018). Weiterhin sollte untersucht werden, inwiefern Positionierungs- und Orientierungsabweichungen abhängig sind von den für die additive Fertigung der Bracketübertragungsschienen verwendeten Materialien. Folglich wurden drei Versuchsgruppen gebildet, um Bracketübertragungsschienen aus zwei verschiedenen Materialien für die additive Fertigung mit der in der Literatur beschriebenen Methode der indirekten Bracketübertragung mit Polyvinyl-Siloxan Trays miteinander zu vergleichen.

Als Hauptvorteil der vorliegenden Methodik ist die Auswertung der Abweichungen mit computergestützten Verfahren zu sehen. Die Mehrzahl der bisher verfügbaren Studien zur indirekten Bracketpositionierung wurde über photographische Verfahren ausgewertet, deren Aussagekraft jedoch eingeschränkt ist (Grunheid et al. 2016; Kim et al. 2018; Schmid et al. 2018; Xue et al. 2020). Mit fotografischen Verfahren kann lediglich die Beschreibung von Abweichungen innerhalb einer Ebene erfolgen. So beschränken sich die Angaben auf Positionsabweichungen in occluso-gingivaler Richtung und mesio-distaler Richtung und auf Orientierungsabweichungen um die bucco-linguale Achse (Angulation). Dies stellt eine starke Vereinfachung der tatsächlichen Abweichungen im dreidimensionalen Raum dar.

In dieser Studie waren durch die Definition einer virtuellen Referenzposition und Überlagerung der erreichten Bracketpositionen in einem virtuellem, dreidimensionalen Koordinatensystem, Messungen der Abweichungen in allen Raumrichtungen möglich. Für die Überlagerungen und Berechnungen der Abweichungen kamen Algorithmen zum Einsatz, weshalb die Möglichkeit menschlicher Fehler bezüglich der Messungen ausgeschlossen werden konnte.

Um eine Verzerrung der Ergebnisse durch unterschiedliche Handhabung verschiedener Behandler bei der Bracketübertragung zu vermeiden, wurde - wie in anderen Arbeiten empfohlen (Grunheid et al. 2016; Kim et al. 2018) - ein single-Operator-Protokoll gewählt. Zur Relevanz der klinischen Erfahrung des Behandlers für die virtuelle Bracketplatzierung und Bracketübertragung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen liegen Angaben in der Literatur vor: De Oliveira et al. (2019) stellte eine Erfahrungsabhängigkeit für die virtuelle Bracketplatzierung fest. Für die Bracketübertragung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen war die Erfahrung der Behandler in einer Untersuchung von Duarte et al. (2019) nicht von Relevanz. Der ausführende Behandler der vorliegenden Studie weist sowohl eine mehrjährige Erfahrung im indirekten Kleben mit verschiedenen Techniken auf, als auch Erfahrungen durch Schulung und regelmäßige Anwendung der virtuellen Bracketplatzierung.

Im Gegensatz zu anderen ex-vivo Studien, die Bracketverlusten zwischen 1,3% (Castilla et al. 2014) und 12% (Schmid et al. 2018) feststellten, kam es in der vorliegenden Untersuchung zu keinem Bracketverlust. Daher konnten die Abweichungen aller 360 indirekt positionierten Brackets ausgewertet werden. Dies ist auf die Abstimmung der verwendeten Materialien zurückzuführen, die im Rahmen der Vorversuche zu dieser Studie erarbeitet wurden. Bei der Befestigung von Brackets auf Gipsmodellen mit Befestigungskompositen, die für den klinischen Gebrauch entwickelt wurden, werden in der Regel geringere Haftwerte erreicht. Daher wurde in dieser Studie ein Komposit-Befestigungszement verwendet, der im Rahmen der Vorversuche ausreichende Haftung zeigte.

Die Digitalisierung der Modelle nach der Bracketübertragung sollte zunächst in Anlehnung an vorausgegangene Studien (Schmid et al. 2018) mit einem Intraoralscanner erfolgen. Bei der statistischen Analyse der Wiederholungsmessungen zeigten sich jedoch Unterschiede zwischen den Messwerten in der Größenordnung der zu bestimmenden Abweichungen. Dies war auf die ungenügende optische Erfassung der Bracketoberflächen zurückzuführen, obwohl das gleiche Scansystem und Scanspray verwendet wurde. Daher musste die Methodik für die Digitalisierung überarbeitet werden. Für die Untersuchungen von Schmid et al. (2018) sind keine Wiederholungsmessungen durchgeführt oder veröffentlicht worden, daher stellten andere Autoren die Validität dieser Ergebnisse in Frage (Pottier et al. 2020). Anschließend wurde die Digitalisierung der Modelle unter Anwendung der Digitalen Volumetomografie unter Bezugnahme der Arbeit von Grunheid et al. (2016) erwogen. Trotz Anwendung eines speziellen Modus für die Digitalisierung von Modellen (High Resolution; 80 kV, 12.5 mA, 22.5 s) sowie der Anwendung einer softwaregestützten Artefaktreduktion des verwendeten DVT (ProMax 3D Mid; Planmeca OY; Helsinki; FI) konnten die Datensätze aufgrund der Artefakte durch die metallischen Brackets nicht verwendet werden. Da-

her wurden in der vorliegenden Studie die Modelle nach der Bracketübertragung mit einem Industriescanner digitalisiert (ATOS 5; GOM GmbH, Braunschweig, DE). Aus diesen Versuchen geht hervor, dass die digitale Erfassung der metallischen Bracketoberflächen die größte Fehlerquelle für die Analyse von Positions- und Orientierungsabweichungen darstellt und daher mit möglichst präzisen Systemen vorgenommen werden sollte.

Für den Druck der additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen wurden die jeweiligen Herstellerangaben befolgt und der selbe für beide Materialien freigegebene DLP-Drucker verwendet. Für die Herstellung der PVS-Trays war die Anfertigung physischer Modelle für die Bracketpositionierung notwendig. Dafür wurden softwaregestützt Hilfsstrukturen für die eindeutige Positionierung der Brackets (Kylix) berechnet. Dieser für Untersuchungen zur indirekten Klebetechnik erstmals beschriebene Ansatz ermöglichte den direkten Vergleich des in der Literatur beschriebenen Herstellungsprozesses für PVS-Trays mit additiv gefertigten Übertragungsschienen. Lediglich eine weitere Untersuchung nahm über einen anderen Ansatz einen ähnlichen Vergleich vor. Pottier et al. (2020) fertigten die PVS-Trays über ein Arbeitsmodell mit gedruckten Bracketoberflächen. Dies führt unweigerlich zu höheren Ungenauigkeiten, da Brackets im 3D Druck-Verfahren weniger präzise hergestellt werden können als im Pulverspritzgussverfahren (MIM; Metal Injection Moulding). Dieser Fehler addiert sich zu der Fertigungsungenauigkeit des Arbeitsmodells beim 3D-Druck. In der Untersuchung von Pottier et al. (2020) wurden die erreichten Bracketpositionen außerdem nicht mit den initial geplanten Positionen überlagert, sondern das Referenzmodell wurde ausgedruckt und erneut digitalisiert. Dieser Prozess führt ebenfalls zu weiteren Abweichungen. Die Differenzen zu den geplanten Bracketpositionen können so nur annäherungsweise ermittelt werden.

### 6.3 Limitationen der Studie

Die Ergebnisse von ex-vivo Studien lassen sich nicht ohne weiteres auf klinische Situationen übertragen. Klinisch wird die Positionierung von Bracketübertragungsschienen vor allem durch die notwendigen Maßnahmen zur Feuchtigkeitskontrolle, das Patientenmanagement und die erschwerte visuelle Kontrolle beeinträchtigt (Kim et al. 2018).

Die Analyse der in dieser Studie vorgenommenen Validierungsmessungen weist jedoch darauf hin, dass die Erfassung von Brackets mit einem Intraoralscanner nicht ausreichend präzise zu sein scheint. Auch die Digitalisierung von Brackets unter Anwendung der Digitalen Volumetomografie konnte in dieser Studie nicht mit ausreichender Präzision reproduziert werden. Die klinische Simulation am Phantomkopf stellt daher einen validen Ansatz zur Untersuchung der Präzision der indirekten Bracketpositionierung dar, da so die

Erfassung der Bracketoberflächen nach der indirekten Positionierung mit anderen Messsystemen ermöglicht wird. Die Ergebnisse bilden jedoch lediglich die Umsetzungsgenauigkeit des Prozesses unter Laborbedingungen ab, daher ist für den klinischen Vorgang von größeren Abweichungen auszugehen.

In dieser Studie wurde ein Standard-Kiefermodell mit idealisierter Zahnstellung und idealisierten Zahnformen verwendet. Gleichwohl ist die Präzision der indirekten Bracketpositionierung von der vorliegenden Malokklusion abhängig (Castilla et al. 2014). Das Vorliegen von Engständen und komplexen Zahnfehlstellungen kann den Einschub und die Passung von Bracketübertragungsschienen negativ beeinflussen und die Präzision der Übertragung beeinträchtigen. Daher sind weitere Studien notwendig, um die Präzision der indirekten Bracketpositionierung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen für verschiedene Malokklusionen zu untersuchen.

Die Untersuchung der Präzision der indirekten Bracketpositionierung ausschließlich anhand eines Oberkiefer- (Castilla et al. 2014; Kim et al. 2018; Pottier et al. 2020; Xue et al. 2020) oder Unterkiefermodells (Schmid et al. 2018) ist üblich. Bei der indirekten Bracketpositionierung bestehen keine visuellen Einschränkungen (Gange 2015). Unterschiede zwischen Ober- und Unterkieferzähnen gleicher Art sind nicht zu erwarten. Grunheid et al. (2016) untersuchten die indirekte Bracketpositionierung anhand beider Kiefer und beschrieben keine Unterschiede zwischen der Umsetzungsgenauigkeit für den Ober- und Unterkiefer. Die Beschränkung auf ein Kiefermodell ermöglicht daher die Erhöhung der Stichprobengrößen der untersuchten Gruppen bei gleichen verfügbaren Ressourcen. Folglich wurde in dieser Studie nur die Übertragung auf ein Oberkiefermodell untersucht.

Für additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen liegen keine wissenschaftlichen Erkenntnisse hinsichtlich Vor- und Nachteilen verschiedener Designs vor. Die flache Gestaltung der von den Zähnen abgewandten Seite vereinfacht den 3D-Druck, da die Druckobjekte so direkt auf der Bauplattform platziert werden können und die Notwendigkeit von Stützstrukturen entfällt. Dieses Vorgehen wird von verschiedenen Herstellern empfohlen und entspricht auch dem Vorgehen in dieser Studie. Gefordert wird eine präzise Fassung der Brackets für eine hohe Präzision und ausreichende Retention, bei guter Entfernbarekeit der Übertragungsschiene nach dem Klebeprozess (Xue et al. 2020). Die Gestaltung der in dieser Untersuchung verwendeten Bracketübertragungsschienen wurde im Rahmen der Vorversuche sowie durch klinische Applikation des vorliegenden Designs an der LMU Poliklinik für Kieferorthopädie ausgewählt. Weitere Untersuchungen sind notwendig, um den Einfluss verschiedener Designs auf die Umsetzungsgenauigkeit zu beurteilen.

Die Anwendung computergestützter Verfahren kann die Präzision und die Reproduzierbarkeit der Messungen erhöhen und menschliche Fehler bei der Auswertung weitgehend



reduzieren. Ungenauigkeiten lassen sich aber nicht vollständig vermeiden. Neben den Mess- und Fertigungsungenauigkeiten der verwendeten Systeme entstehen bei ex-vivo Studiendesigns zur indirekten Bracketpositionierung zwangsläufig Fehler durch die Notwendigkeit, Kiefermodelle für die Bracketübertragung herzustellen. In dieser Studie wurde das Initialmodell in Anlehnung an die Arbeit von Schmid et al. (2018) über ein additionsvernetzendes Silikon und Superhartgips Typ IV dubliert. Da alle Kiefermodelle für die Bracketübertragung gleichermaßen hergestellt wurden, lag die Möglichkeit von Fehlern für alle untersuchten Gruppen gleichermaßen vor.

## 7 Schlussfolgerungen

Sowohl additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen als auch Polyvinyl-Siloxan Trays zeigten eine hohe Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter Bracketpositionen.

In Bezug auf Brackets verschiedener Zahngruppen lagen geringe Unterschiede vor. Molaren zeigten zwar die höchsten Positions- und Orientierungsabweichungen, jedoch keine signifikant häufigere Überschreitung der klinisch relevanten Grenzwerte. Die indirekte Positionierung von Molarenattachements kann daher für die klinische Anwendung ebenso empfohlen werden wie für Brackets anderer Zahngruppen.

Zwischen den untersuchten Materialgruppen lagen geringe, zum Teil signifikante Unterschiede vor. Hinsichtlich der Häufigkeit klinisch akzeptabler Bracketübertragungen waren Polyvinyl-Siloxan Trays den additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen aus dem Material Nextdent Ortho IBT überlegen. Additiv gefertigte Bracketübertragungsschienen aus dem Material FotoDent IBT zeigten eine ebenso hohe Präzision in der Übertragung wie Polyvinyl-Siloxan Trays.

Abhängig vom verwendeten Material ist die indirekte Bracketpositionierung mit additiv gefertigten Bracketübertragungsschienen gleichermaßen genau wie die Referenzmethode.

Alle untersuchten Methoden können aufgrund der hohen Präzision der Bracketpositionierung für den klinischen Einsatz empfohlen werden.

## 8 Ausblick

Die virtuelle Bracketplatzierung und die Verwendung additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen ermöglicht die indirekte Bracketpositionierung bei vergleichbarer Präzision hinsichtlich der Referenzmethode und bietet darüber hinaus noch weitere Vorteile. Anhand virtuell geplanter Bracketpositionen können Zahnbewegungen simuliert werden. Auch die Bracketplatzierung anhand eines Ziel-Set-ups und die Konfiguration individueller orthodontischer Bögen und Bracketbasen ist so ohne aufwendige Laborprozesse möglich. Apparaturen und Bracketpositionen können auf Grundlage der Zielsituation individuell geplant werden, sodass kompensatorische Biegungen und das Umkleben von Brackets weitestgehend entfallen könnten.

Die wissenschaftliche Untersuchung und Weiterentwicklung solcher Behandlungssimulationen und Behandlungsstrategien ist Gegenstand aktueller Forschungen und Entwicklungen. Eine Effizienzsteigerung festsitzender kieferorthopädischer Behandlungen im Sinne einer Reduktion von Behandlungsterminen, der Gesamtbehandlungsdauer und der Notwendigkeit der Bracketrepositionierung ist wissenschaftlich bereits belegt. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit legen nahe, dass virtuell geplante Bracketpositionen mit hoher Umsetzungsgenauigkeit erreicht werden können.

## Literaturverzeichnis

- Aguirre MJ, King GJ, Waldron JM (1982). Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques. *Am J Orthod*; 82(4):269-76.
- Andrews LF (1972). The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*; 62(3):296-309.
- Andrews LF (1976a). The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod*; 10(2):99-114.
- Andrews LF (1976b). The straight-wire appliance. Explained and compared. *J Clin Orthod*; 10(3):174-95.
- Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C (2010). Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod*; 80(1):201-10.
- Armstrong D, Shen G, Petocz P, Darendeliler MA (2007). A comparison of accuracy in bracket positioning between two techniques--localizing the centre of the clinical crown and measuring the distance from the incisal edge. *Eur J Orthod*; 29(5):430-6.
- Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G (2014). Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod*; 15:53.
- Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D (1992). Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 102(1):62-7.
- Birdsall J, Hunt NP, Sabbah W, Moseley HC (2012). Accuracy of positioning three types of self-ligating brackets compared with a conventionally ligating bracket. *J Orthod*; 39(1):34-42.
- Brown MW, Koroluk L, Ko CC, Zhang K, Chen M, Nguyen T (2015). Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 148(6):1067-74.
- Carlson SK, Johnson E (2001). Bracket positioning and resets: five steps to align crowns and roots consistently. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 119(1):76-80.
- Casko JS, Vaden JL, Kokich VG, Damone J, James RD, Cangialosi TJ, Riolo ML, Owens SE, Jr., Bills ED (1998). Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. American Board of Orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 114(5):589-99.
- Castilla AE, Crowe JJ, Moses JR, Wang M, Ferracane JL, Covell DA, Jr. (2014). Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod*; 84(4):607-14.
- Christensen LR (2018). Digital workflows in orthodontics. *J Clin Orthod*; 52(1):34-44.
- Dalessandri D, Dalessandri M, Bonetti S, Visconti L, Paganelli C (2012). Effectiveness of an indirect bonding technique in reducing plaque accumulation around braces. *Angle Orthod*; 82(2):313-8.
- Dalstra M, Eriksen H, Bergamini C, Melsen B (2015). Actual versus theoretical torsional play in conventional and self-ligating bracket systems. *J Orthod*; 42(2):103-13.

- De Oliveira NS, Rossouw E, Lages EMB, Macari S, Pretti H (2019). Influence of clinical experience on accuracy of virtual orthodontic attachment bonding in comparison with the direct procedure. *Angle Orthod*; 89(5):734-741.
- Dellinger EL (1978). A scientific assessment of the straight-wire appliance. *Am J Orthod*; 73(3):290-9.
- Dörfer S, König, M. and Jost-Brinkmann, P.G. (2006). Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Platzieren von Brackets. *Kieferorthoädie*; (20):91-103.
- Duarte MEA, Gribel BF, Spitz A, Artese F, Miguel JAM (2019). Reproducibility of digital indirect bonding technique using three-dimensional (3D) models and 3D-printed transfer trays. *Angle Orthod*; 10.2319/030919-176.1.
- El-Timamy AM, El-Sharaby FA, Eid FH, Mostafa YA (2016). Three-dimensional imaging for indirect-direct bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 149(6):928-31.
- Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A (2007). G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*; 39(2):175-91.
- Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG (2009). Statistical power analyses using G\*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods*; 41(4):1149-60.
- Fukuyo K. NY, Nojima K., Yamaguchi H. (2004). A comparative study in three methods of bracket placement. *Orthod Waves*; 63(3):63-70.
- Gange P (2015). The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 147(4 Suppl):S56-63.
- Garino F, Garino GB (2005). Computer-aided interactive indirect bonding. *Prog Orthod*; 6(2):214-23.
- Germane N, Bentley BE, Jr., Isaacson RJ (1989). Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 96(4):312-9.
- Graf S, Cornelis MA, Hauber Gameiro G, Cattaneo PM (2017). Computer-aided design and manufacture of hyrax devices: Can we really go digital? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 152(6):870-874.
- Grunheid T, Lee MS, Larson BE (2016). Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod*; 86(3):468-74.
- Guenther TA LB (2007). Indirect bonding: A technique for precision and efficiency. *Seminars in Orthodontics*; (13):58-63.
- Hodge TM, Dhopatkar AA, Rock WP, Spary DJ (2004). A randomized clinical trial comparing the accuracy of direct versus indirect bracket placement. *J Orthod*; 31(2):132-7.
- Israel M, Kusnoto B, Evans CA, Begole E (2011). A comparison of traditional and computer-aided bracket placement methods. *Angle Orthod*; 81(5):828-35.
- Joiner M (2010). In-house precision bracket placement with the indirect bonding technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 137(6):850-4.
- Kalange JT (1999). Ideal appliance placement with APC brackets and indirect bonding. *J Clin Orthod*; 33(9):516-26.

- Kalange JT (2004). Indirect bonding: a comprehensive review of the advantages. *World J Orthod*; 5(4):301-7.
- Kalange JT (2007). Prescription-Based Precision Full Arch Indirect Bonding. *Semin Orthod*; (13):19-42.
- Keim RG, Gottlieb EL, Vogels DS, 3rd, Vogels PB (2014). 2014 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: results and trends. *J Clin Orthod*; 48(10):607-30.
- Kim J, Chun YS, Kim M (2018). Accuracy of bracket positions with a CAD/CAM indirect bonding system in posterior teeth with different cusp heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 153(2):298-307.
- Koo BC, Chung CH, Vanarsdall RL (1999). Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 116(3):346-51.
- Lakens D (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol*; 4:863.
- Li Y, Mei L, Wei J, Yan X, Zhang X, Zheng W, Li Y (2019). Effectiveness, efficiency and adverse effects of using direct or indirect bonding technique in orthodontic patients: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*; 19(1):137.
- McLaughlin RP, Bennett JC (1995). Bracket placement with the preadjusted appliance. *J Clin Orthod*; 29(5):302-11.
- Miethke RR, Melsen B (1999). Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 116(3):329-35.
- Pottier T, Brient A, Turpin YL, Chauvel B, Meuric V, Sorel O, Brezulier D (2020). Accuracy evaluation of bracket repositioning by indirect bonding: hard acrylic CAD/CAM versus soft one-layer silicone trays, an in vitro study. *Clin Oral Investig*; 10.1007/s00784-020-03256-x.
- Ricketts RM (1976). Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part I. *Am J Orthod*; 70(3):241-68.
- Roth RH (1987). The straight-wire appliance 17 years later. *J Clin Orthod*; 21(9):632-42.
- Schmid J, Brenner D, Recheis W, Hofer-Picout P, Brenner M, Crismani AG (2018). Transfer accuracy of two indirect bonding techniques-an in vitro study with 3D scanned models. *Eur J Orthod*; 40(5):549-555.
- Shpack N, Geron S, Floris I, Davidovitch M, Brosh T, Vardimon AD (2007). Bracket placement in lingual vs labial systems and direct vs indirect bonding. *Angle Orthod*; 77(3):509-17.
- Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS (1972). A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod*; 62(3):236-44.
- Sondhi A (1999). Efficient and effective indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 115(4):352-9.
- Suarez C, Vilar T (2010). The effect of constant height bracket placement on marginal ridge levelling using digitized models. *Eur J Orthod*; 32(1):100-5.

- Swetha M, Pai VS, Sanjay N, Nandini S (2011). Indirect versus direct bonding-  
-a shear bond strength comparison: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*; 12(4):232-8.
- Thomas RG (1979). Indirect bonding: simplicity in action. *J Clin Orthod*; 13(2):93-106.
- Weber DJ, 2nd, Koroluk LD, Phillips C, Nguyen T, Proffit WR (2013). Clinical effectiveness and efficiency of customized vs. conventional preadjusted bracket systems. *J Clin Orthod*; 47(4):261-6; quiz 268.
- White LW (1999). A new and improved indirect bonding technique. *J Clin Orthod*; 33(1):17-23.
- Wichelhaus A (2017). A new elastic slot system and V-wire mechanics. *Angle Orthod*; 87(5):774-781.
- Xue C, Xu H, Guo Y, Xu L, Dhami Y, Wang H, Liu Z, Ma J, Bai D (2020). Accurate bracket placement using a computer-aided design and computer-aided manufacturing-guided bonding device: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 157(2):269-277.
- Yildirim K, Saglam-Aydinatay B (2018). Comparative assessment of treatment efficacy and adverse effects during nonextraction orthodontic treatment of Class I malocclusion patients with direct and indirect bonding: A parallel randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 154(1):26-34 e1.

## Danksagung

Mein Dank gilt Frau Prof. Dr. med. dent. Wichelhaus für die freundliche Überlassung des Themas und die Möglichkeit, die Weiterbildung zum Fachzahnarzt für Kieferorthopädie an der Ludwig-Maximilians-Universität durchführen zu können.

Ich danke Herrn Dr. rer. nat. Uwe Baumert und Herrn Dipl.-Ing. Thomas Stocker für Rat und Tat in allen Belangen und für die gute Zusammenarbeit nicht nur ausschließlich in Bezug auf diese Arbeit.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. Andreas Keßler für das Bestärken zur Verfolgung meiner Ideen, die Unterstützung in der Methodenentwicklung und die Hilfe bei der Umsetzung des 3D Drucks. Frau Dr. Lea Hoffmann danke ich für ihre Hilfe und Beratung bei der Auswahl und Anwendung der statistischen Verfahren sowie bei der grafischen Aufarbeitung der Ergebnisse.

Frau Jacqueline Hettmann und Frau Anja Günter danke ich für die Hilfe bei der Erstellung und Bearbeitung der Abbildungen und Grafiken. Frau Eva Priewich danke ich für die Assistenz bei der Bracketübertragung.

Ich danke Herrn Dr. Rolf Kühnert und Herrn Dr. Tom Kühnert von Image Instruments für die Hilfe bei der Methodenentwicklung, bei der Anwendung der Software sowie für die Modifikation des Auswertungsalgorithmus speziell für diese Arbeit.



## Eidesstattliche Versicherung

Sabbagh, Hisham

Name, Vorname

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

**Ex-vivo-Studie zur Umsetzungsgenauigkeit virtuell geplanter Bracketpositionen - Ein Vergleich additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen mit Polyvinyl-Siloxan Trays**

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

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

München, 18.08.2021

Ort, Datum

Hisham Sabbagh

Unterschrift Doktorand