

DISSERTATION

Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Kleben mit einer
neuartigen Übertragungsschiene auf CAD/CAM-Basis –
eine In-vitro-Studie

Transfer accuracy of a novel CAD/CAM-based indirect bonding
tray – an in-vitro study

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Eva Christina Sybille Hofmann

Erstbetreuung: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Paul-Georg Jost-Brinkmann

Datum der Promotion: 23.03.2024

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	i
Tabellenverzeichnis	iii
Abbildungsverzeichnis	iv
Abkürzungsverzeichnis	vi
Zusammenfassung	1
Abstract	3
1 Einleitung	5
2 Materialien und Methoden	12
2.1 Planung und Herstellung der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschienen	12
2.2 Übertragung der Attachments	14
2.3 Überlagerung der geplanten und tatsächlichen Attachmentpositionen	16
2.4 Statistische Analyse	18
3 Ergebnisse	19
4 Diskussion	23
4.1 3-D-Drucktechnologie	24
4.2 Schienendesign und -material	28
4.4 Klinische Anwendung	31
4.5 Studienaufbau	32
5 Schlussfolgerungen	36
6 Literaturverzeichnis	37
Eidesstattliche Versicherung	43
Anteilerklärung an der erfolgten Publikation	44
Auszug aus der Journal Summary List	45
Druckexemplar der Publikation	48
Lebenslauf	59

Wissenschaftliche Tätigkeiten	60
Danksagung	65

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Interpretation der ermittelten negativen und positiven Abweichungen der Attachmentpositionen, differenziert nach Richtung und Quadranten.....	18
Tabelle 2:	Häufigkeiten klinisch akzeptabler Übertragungsgenauigkeiten der indirekt geklebten Attachments, differenziert nach Richtung und Kiefer in Prozent.....	20
Tabelle 3:	Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Zahngruppen bei der Übertragung der Attachments mit der 3-D-gedruckten Schiene (absolute Werte).....	21
Tabelle 4:	Anteile der mit klinisch akzeptabler Genauigkeit übertragenen Attachments der 3-D-gedruckten Schiene, differenziert nach Richtung und Zahngruppe. Angabe der erfolgreich übertragenen Attachments in Prozent.....	22
Tabelle 5:	Häufigkeiten von Abweichungen außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs in Prozent.....	23

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Nahaufnahme der SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene, A: Einzelzahnübertragungskäppchen mit gefassten Attachments, B: bukkaler Verbindungsarm, C: oraler Verbindungsarm..... 10
- Abbildung 2: Unsegmentierte SureSmile® IDB-Übertragungsschiene für den Oberkiefer..... 10
- Abbildung 3: Flussdiagramm des Studienablaufs..... 11
- Abbildung 4: Virtuelle Platzierung der Brackets und Röhrchen in der SureSmile® Advanced Software, A: Ansicht von labial zur mesiodistalen und vertikalen Ausrichtung der Attachments, B: Ansicht von okklusal zur axialen Ausrichtung der Attachments..... 14
- Abbildung 5: Virtuelle Simulation der IDB-Übertragungsschiene in der SureSmile® Advanced Software, A: Ansicht von labial, B: Ansicht von okklusal..... 14
- Abbildung 6: Schematische Darstellung des Querschnitts der SureSmile® IDB-Übertragungsschiene an einem Frontzahn, A: Übertragungskäppchen, B: bukkaler Verbindungssteg, C: oraler Verbindungssteg, D: Sollbruchstellen, E: Bracketbasis..... 15
- Abbildung 7: Klinischer Workflow, A: Vorbereitung der vestibulären Zahnoberflächen der Gipsmodelle, B: indirektes Platzieren der Attachments mithilfe der IDB-Übertragungsschiene, C+D: Entfernen der Schiene vom Gipsmodell durch Trennen des oralen Verbinders mit einem Scaler, E: Gipsmodell mit übertragenen Attachments F: Gipsmodell mit übertragenen Attachments und aufgetragenem Scanpuder..... 16
- Abbildung 8: Visuelle Darstellung der Überlagerung der geplanten und der tatsächlichen Attachmentposition eines Molaren. Die Farbskala beschreibt das Ausmaß der gemessenen absoluten Abweichungen in Millimeter..... 18
- Abbildung 9: Detailaufnahme der einzelnen Übertragungskäppchen mit gefassten Brackets und Röhrchen..... 30
- Abbildung 10: Annäherung der runden Oberfläche eines Objektes innerhalb eines digitalen Workflows, A: Annäherung der Oberfläche eines runden Objektes durch Dreiecke in STL-Dateien, B: Annäherung der Oberfläche eines runden Objektes durch horizontale Schnitte in der Slicer-Software. Im

oberen Halbkreis ist die Überkonturierung und im unteren Halbkreis eine Unterkonturierung der gewünschten runden Form dargestellt.....	35
--	----

Abkürzungsverzeichnis

IDB	Indirect Bonding
PVS	Polyvinyl-Siloxan
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
3-D	Dreidimensional
SLA	Stereolithography Apparatus
DLP	Digital Light Processing
FDM	Fused Deposition Modeling
PEEK	Polyetheretherketon
UV-Licht	Ultraviolettes Licht
STL	Standard Tessellation Language
FA-Punkt	Fazialachsenpunkt
ABO	American Board of Orthodontics

Zusammenfassung

Zielsetzung: Ziel dieser Studie war es, die Übertragungsgenauigkeit einer im Polyjet-Verfahren 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene (SureSmile[®], Dentsply Sirona, Richardson, TX, USA) für das indirekte Kleben in einem digitalen Workflow zu untersuchen.

Material und Methoden: Gipsmodelle von 30 Patient:innen mit kieferorthopädischem Behandlungsbedarf wurden mit Hilfe eines optischen Scanners (TRIOS 3W, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert und in die Planungssoftware SureSmile[®] Advanced hochgeladen. Dort wurde ein digitales Modell erzeugt, auf dem Brackets und Röhren (discovery[®] smart/discovery[®] pearl, Ortho-Cast M-Series, 0.018 inch, Roth Prescription, Dentaaurum, Ispringen) virtuell platziert wurden. Die digitalen Modelle mit den geplanten Attachmentpositionen wurden als STL-Datensatz für spätere Vergleiche gespeichert und exportiert. Über die Modelle mit den geplanten Attachmentpositionen wurde virtuell eine IDB-Übertragungsschiene kreiert und anschließend für den 3-D-Druck im Polyjet-Verfahren beim Anbieter in Auftrag gegeben. Nach Erhalt der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschienen wurden alle Brackets und Röhren in die entsprechenden Aussparungen der IDB-Übertragungsschienen platziert und auf die korrespondierenden Gipsmodelle indirekt geklebt. Die tatsächlichen Attachmentpositionen wurden anschließend mit einem optischen Scan erfasst. Die geplanten und die tatsächlichen Attachmentpositionen wurden mithilfe einer standardisierten Best-Fit-Messmethode in der Software Geomagic[®] Control[™] (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) überlagert. Dadurch wurden drei lineare (mm) und drei angulare (°) Abweichungen für jedes Bracket und Röhren in allen drei Raumdimensionen berechnet und statistisch ausgewertet. Basierend auf Kriterien des ABO wurden Abweichungen von $\leq 0,2$ mm und $\leq 1^\circ$ als klinisch akzeptabel definiert.

Ergebnisse: Bei der Übertragung von insgesamt 830 Brackets und Röhren gingen 10 Attachments beim Entfernen der IDB-Übertragungsschiene frühzeitig verloren. Bei der Auswertung von 820 Attachments wurde eine sehr hohe Genauigkeit der IDB-Übertragungsschiene festgestellt. Die größten Abweichungen der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene wurden in der Vertikalen (5 % klinisch inakzeptable Abweichungen) und für Torque (17,2 % klinisch inakzeptable Abweichungen) gefunden. Bei Betrachtung der Zahngruppen wurden die meisten Abweichungen an den Molaren (29,3 % klinisch inakzeptable Abweichungen bezüglich Torque) gefunden. Außerdem traten mit der 3-D-

gedruckten IDB-Übertragungsschiene im Unterkiefer weniger Übertragungsfehler als im Oberkiefer auf.

Schlussfolgerungen: Die untersuchte Übertragungsschiene erzielte eine sehr hohe Genauigkeit und eignet sich für die klinische Anwendung. Dennoch sind Korrekturen der Attachmentpositionen oder Korrekturbiegungen im Bogen nicht auszuschließen.

Abstract

Objective: The aim of this study was to investigate the transfer accuracy of a 3D printed IDB-tray using the polyjet printing technology (SureSmile[®], Dentsply Sirona, Richardson, TX, USA) in a fully digital workflow.

Materials and Methods:

Using an intraoral scanner (TRIOS 3W, 3Shape, Copenhagen, Denmark), digital impressions were taken of the plaster models from 30 orthodontic patients with full permanent dentition and different malocclusions. These digitized models were uploaded to the SureSmile[®] Advanced planning software. Brackets and tubes (discovery[®] smart and discovery[®] pearl, Ortho-Cast M-Series, Dentauroam, Ispringen, Germany) were then virtually placed on the buccal surface of every tooth and a simulation of an indirect bonding tray was created over the planned attachment positions. Finally, the IDB tray was ordered and 3D printed by the provider using a Polyjet printer (Objet Eden 500V, Stratasys Ltd., Eden Prairie, MN, USA). The models with the planned attachment positions were saved and exported from the planning software as an STL-file for later comparison. After receiving the 3D printed trays, brackets and tubes were placed into the trays and transferred indirectly to the patient's corresponding plaster models. To record the actual positions of the transferred brackets and tubes, an additional scan was conducted and then compared to the initially intended bracket positions using Geomagic[®] Control[™] software (3D Systems Inc. in Rock Hill, SC, USA). For this, the corresponding tooth surfaces were superimposed with an automated best-fit alignment algorithm resulting in quantitative deviations between the pre- and post-bonding attachment positions presented in three linear (mm) and three angular (°) directions in a cartesian coordinate system. Finally, a statistical analysis was performed and linear deviations of ≤ 0.2 mm and angular deviations of $\leq 1^\circ$ were defined as clinically acceptable according to ABO standards.

Results: In total 820 attachments were transferred and analyzed using the 3D printed tray, after an early loss of 10 attachments during the removal of the IDB tray from the plaster model. A high accuracy was observed for all teeth. More than 95% of all linear and more than 82% of all angular measurements were within the clinically acceptable range as defined by ABO standards. The most frequent deviations were found in the vertical dimension (5 % clinically unacceptable transfer errors) and for torque (17.2 % clinically unacceptable transfer errors), especially for molars (29.3 % clinically

inacceptable transfer errors for torque). Regarding the upper and lower jaw, more transfer errors occurred in the upper jaw.

Conclusion: The transfer accuracy of the 3D printed IDB tray was good, however, compensations through wire bending or bracket replacement may occasionally be necessary. Despite the advantages of a fully digital workflow, not all the capabilities of the Polyjet printing technology have been fully realized in the examined IDB tray.

1 Einleitung

Zur effektiven kieferorthopädischen Korrektur von Zahnfehlstellungen haben sich festsitzende Multibracket-Apparaturen im Sinne der Straight-Wire-Technik nach L. F. Andrews etabliert (1). Diese wurde erstmals in den 1970er Jahren als Weiterentwicklung der sogenannten Edgewise-Technik beschrieben. Bei der Durchführung der Straight-Wire-Technik wird ein gerader Bogen in „vorprogrammierte“ Brackets und Röhrrchen einligiert. Dabei sind die gewünschten Bewegungen in allen drei Raumrichtungen für jeden Zahn im jeweiligen Attachment enthalten. Hierbei werden zahlreiche Biegungen im Bogen – wie einst bei der Edgewise-Technik – überflüssig und erleichtern den Einsatz der Multibrackettherapie. Eine Voraussetzung für eine erfolgreiche und adäquate Umsetzung aller Bewegungen ist allerdings eine genaue Bracketplatzierung, da selbst geringe Abweichungen der Attachmentpositionen zu unerwünschten Zahnbewegungen führen können (2).

Für die korrekte Positionierung der Brackets und Röhrrchen und zur Umsetzung aller gewünschten dreidimensionalen Bewegungen kann man sich entweder der direkten oder indirekten Klebtechnik bedienen. Bei der direkten Klebtechnik wird nach erfolgter Reinigung, Trockenlegung und Konditionierung der vestibulären Zahnoberflächen das jeweilige Bracket oder Röhrrchen direkt mit Hilfe einer Bracketsetzpinzette auf die gewünschte vestibuläre Position gebracht. Als Referenzlinie in mesiodistaler und axialer Ausrichtung dient laut Andrews die Längsachse der klinischen Krone (1). In der Vertikalen gilt die Mitte der klinischen Krone in okklusogingivaler Ausdehnung als Referenz. Um eine akzeptable Attachmentpositionierung innerhalb des Zahnbogens zu erreichen, empfiehlt sich das Verwenden von vertikalen Positionierhilfen. Nach dem individuellen Ausrichten jedes Attachments wird das Befestigungskomposit zwischen Zahn und Bracketbasis ausgehärtet (3). Der Vorteil ist hierbei eine teilweise uneingeschränkte Sicht auf das intraorale Arbeitsfeld, vor allem im anterioren Bereich des Zahnbogens. Dadurch ist ein leichter und schneller Zugang zur Entfernung von Kompositüberschüssen oder zur Kontrolle von okklusalen Interferenzen gegeben (4). Außerdem wird beim direkten Kleben nur ein Termin für das Befestigen der Attachments und somit weniger Zeitaufwand im Vorfeld benötigt. Allerdings sind posteriore Zähne aufgrund der anatomischen Verhältnisse der Mundhöhle nur schwer zugänglich.

Beim labialen indirekten Kleben (englisch: indirect bonding = IDB) ist ein zweizeitiges Vorgehen für das Platzieren der Attachments notwendig: An einem ersten Termin wird eine analoge oder digitale Abformung beider Kiefer des/der Patient:in genommen. Daraus werden analoge oder digitale Modelle generiert. Anschließend werden Brackets und Röhrrchen analog oder digital auf die vestibulären Zahnoberflächen dieser Modelle in der gewünschten Position platziert. Die Positionierung (mesiodistal, vertikal und orovestibulär) erfolgt in der Regel nach denselben Referenzen wie bei der direkten Klebetechnik. Im nächsten Schritt wird über die platzierten Attachments eine Übertragungsschiene für beide Zahnbögen hergestellt. Das Herstellen der IDB-Übertragungsschienen kann, je nach Workflow, ebenfalls digital oder analog erfolgen. In einem zweiten Termin mit dem Patienten oder der Patientin werden mittels dieser Übertragungsschiene die jeweiligen Brackets und Röhrrchen nach erfolgter Reinigung und Konditionierung der Vestibularflächen in den Mund übertragen und das Befestigungskomposit wird polymerisiert.

Oft werden der indirekten Klebetechnik Vorzüge zugeschrieben, wie erhöhte Genauigkeit, verkürzte Stuhlzeit, erhöhter Patient:innenkomfort und Stressreduktion für den/die Behandler:in (5-8). Gleichzeitig gilt dieses Verfahren jedoch als zeit- und kostenintensiver als die direkte Klebetechnik (9).

Erstmals wurde das indirekte Klebeverfahren 1972 von Silverman und Cohen beschrieben (5): Diese fixierten damals Attachments mittels Adhäsivs in den idealen Positionen auf den vestibulären Zahnoberflächen von Gipsmodellen und übertrugen alle Attachments mit einer thermoplastischen Schiene in den Mund.

Seither haben mehrere Studien sowohl die direkte als auch die indirekte Klebetechnik bezüglich ihrer Genauigkeit bei der Umsetzung der idealen Attachmentpositionen untersucht. Dabei lieferten beide Techniken klinisch ausreichend gute Ergebnisse und kein Verfahren war dem anderen bezüglich seiner Positionierungsgenauigkeit überlegen (6, 7, 10, 11).

Die Genauigkeit der indirekten Klebetechnik ist auch von der Wahl des Übertragungsschienenmaterials abhängig. In der Vergangenheit wurden bereits verschiedene Materialien untersucht: Castilla et al. (12) verglichen die Übertragungsgenauigkeit fünf unterschiedlicher Übertragungsschienen aus additionsvernetztem Silikon und zwei thermoplastischen Folien. Dörfer und Mitarbeiter (13) untersuchten ungeteilte thermoplastische Doppelschienen und geteilte sowie ungeteilte Silikon-Übertragungsschienen.

Schmid et al. (14) verglichen in vitro eine Kombination aus zwei tiefgezogenen Schienen mit Silikonschienen. Während die vorhergegangenen Studien IDB-Übertragungsschienen in vitro verglichen, untersuchten dagegen Grünheid et al. (15) eine IDB-Übertragungsschiene aus Polyvinyl-Siloxan (PVS) in einem In-vivo-Setting. Beim Vergleich der unterschiedlichen Materialien zeigten sich PVS-Schienen einfachen tiefgezogenen Schienen überlegen und stellen seither einen Standard bei der indirekten Klebertechnik in einem analogen Workflow dar (12-16).

Außerdem zeigten Dörfer et al. (13), dass das Schienendesign, im Sinne einer Segmentierung der Übertragungsschiene, Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit der Attachments hat. Ungeteilte Silikonschienen zeigten hierbei höhere Übertragungsgenauigkeiten.

Durch CAD/CAM-basierte Herstellungsverfahren ergeben sich auch neue Ansätze für das indirekten Kleben: Integration in einen digitalen Workflow (17-24), 3-D-Druck (17-19, 21, 23, 25-27), das Schienendesign und das Schienenmaterial (18, 19, 26). Studien zeigen für CAD/CAM-basierte IDB-Übertragungsschienen vergleichbar gute Ergebnisse wie für Übertragungsschienen, die in einem analogen Workflow produziert wurden (19, 20, 25, 27, 28). Anwendungen findet der 3-D-Druck beim indirekten Kleben zum Beispiel bei der Umsetzung von digitalen Modellen, die bereits mit Übertragungsrahmen für jedes Attachment geplant und generiert werden. Darauf können konventionelle Übertragungsschienen tiefgezogen werden (17) oder es können Übertragungsschienen nach einem digitalen Entwurf direkt 3-D-gedruckt werden (18, 19, 21-23, 25, 27, 28). Dem 3-D-Druck wird eine Schlüsselrolle bei der Realisierung eines digitalen Workflows zugeschrieben: Dieser ermöglicht die Umsetzung und Nutzung neuartiger Entwürfe und Materialien, die bislang bei einer konventionellen Schienenproduktion nicht realisierbar waren (18, 19, 26).

Die gängigsten additiven Fertigungsverfahren in der Kieferorthopädie sind das Stereolithografie (SLA)-, das Digital Light Processing (DLP)-, das Fused Deposition Modeling (FDM)-Verfahren und die Polyjet-Technologie (29, 30).

Die ersten beiden Verfahren beruhen auf der Photopolymerisation von flüssigen Photopolymeren. Diese befinden sich in einer Wanne und werden schichtweise mit UV-Licht ausgehärtet, und die Bauplattform wird schrittweise – abhängig von der Auflösung – vertikal bewegt, bis das gewünschte Objekt fertig ist. Der grundlegende Unterschied

beider Technologien liegt dabei in der Lichtquelle: Beim SLA-Druck fährt ein Einpunktlaser einzelne Punkte innerhalb einer Schicht selektiv ab und härtet diese dadurch aus.

Bei DLP-Druckern wird eine komplette Schicht mit einem digitalen Lichtprojektor ausgehärtet. Beide Verfahren können eine Schichtstärke von 25-100 μm (z-Auflösung) umsetzen und können – bei Bedarf – somit eine glattere Oberfläche als zum Beispiel mit dem FDM-Druckverfahren (200 μm z-Auflösung) erzeugen (29).

Das fertige Objekt muss anschließend noch nachbearbeitet werden (zum Beispiel Nachhärten im Lichtofen, Reinigung im Ultraschallbad oder Entfernen von Stützstrukturen). Das SLA- und das DLP-Verfahren werden bereits erfolgreich beim indirekten Kleben eingesetzt (17-19, 25, 28).

Beim FDM-Druckverfahren wird – ähnlich dem Schmelzschichtverfahren – thermoplastisches Material (Filament) unter Druck erhitzt und durch eine beheizte Düse auf eine Bauplattform gepresst (Materialextusion). Das Material kühlt ab, erstarrt und es entsteht schichtweise ein dreidimensionales Objekt (29, 31). Dieses Druckverfahren gilt als kostengünstig und kann durch Desktopdrucker umgesetzt werden. Außerdem sind nur geringe Nachbearbeitungen der gedruckten Objekte nötig, zum Beispiel Entfernen der Stützstrukturen. Allerdings ist die Auflösung mit circa 200 μm (z-Auflösung) höher als bei der SLA- und DLP-Drucktechnologie, und die Oberfläche erscheint stufiger (29, 31). In der Zahnmedizin und Kieferorthopädie wird der FDM-Druck vor allem zum Herstellen von Modellen und Restaurationen aus dem thermoplastischen Kunststoff Polyetheretherketon (PEEK) verwendet und bisher nicht beim indirekten Kleben in der Kieferorthopädie (32-34).

Das Polyjet-3-D-Druckverfahren ähnelt vom Prinzip her dem Tintenstrahldruck:

Photopolymer-Tröpfchen werden selektiv von einem oder mehreren Druckköpfen ausgeschieden und direkt lichtgehärtet, sodass auch hier mehrere Schichten aufgebaut werden können und so ein Objekt erzeugt wird. Auch hier sind im Anschluss Nachbearbeitungsprozesse notwendig. Die großen Vorteile sind die hohe Detailtreue und die gute Oberflächenbeschaffenheit wegen der hohen Auflösung (16 μm) der jeweiligen 3-D-Drucker und die gleichzeitige Verwendung mehrerer Materialien in einem Druckvorgang. Mit dieser Technologie können Objekte mit filigranen Strukturen hergestellt werden, da Stützstrukturen aus einem auswaschbaren Material stabiler designed und gedruckt werden können. Einige Nachteile sind die verlängerte Druckdauer und die höheren Produktions- und Anschaffungskosten (29, 35).

Untersuchungen der genannten Verfahren hinsichtlich ihrer Druckgenauigkeit bei der Herstellung 3-D-gedruckter kieferorthopädischer Modelle ergaben, dass Polyjet- und DLP-Drucker den anderen Drucktechnologien überlegen sind (35-37).

Je nach Anwendungsbereich und Anforderungen an die Genauigkeit und die Oberflächenbeschaffenheit könnten sich aber alle vier Verfahren erfolgreich in der kieferorthopädischen Praxis etablieren.

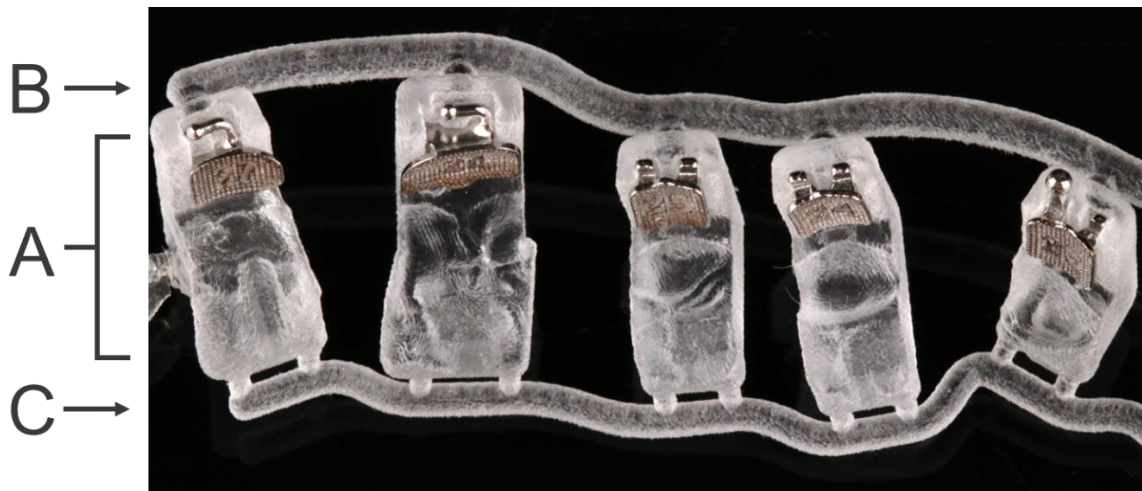


Abbildung 1: Nahaufnahme einer SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene, A: Einzelzahnübertragungskäppchen mit gefassten Attachments, B: bukkaler Verbindungsarm, C: oraler Verbindungsarm. (eigene Darstellung: E. Hofmann, 2023)

Dentsply Sirona (Richardson, TX, USA) hat, basierend auf der Polyjet-3-D-Drucktechnologie, für das indirekte Kleben eine IDB-Übertragungsschiene entwickelt (SureSmile IDB®). Diese besteht aus einzelnen Übertragungskäppchen (Abb. 1A) für jeden Zahn, die über vestibuläre (Abb. 1B) und orale (Abb. 1C) Arme miteinander verbunden sind und dadurch eine unsegmentierte Schiene bilden (Abb. 2). Diese IDB-Übertragungsschiene wird in einem vollständig digitalen Workflow geplant und hergestellt. Die Daten werden an SureSmile® übermittelt, so wird die aufwendige Polyjet-Drucktechnologie im Rahmen einer Dienstleistung nutzbar.



Abbildung 2: Unsegmentierte SureSmile® IDB-Übertragungsschiene für den Oberkiefer. (eigenes Foto: E. Hofmann, 2023)

Außerdem hat der Anwender die Möglichkeit, neben dem indirekten Kleben auch andere Dienstleistungen von SureSmile® in Anspruch zu nehmen. So werden zum Beispiel Behandlungssimulationen, aber auch individuell gefertigte Bögen und Aligner durch das Unternehmen angeboten (38, 39).

Die Polyjet-3-D-Drucktechnologie wurde bislang nicht auf dessen Genauigkeit im Hinblick auf das indirekte Kleben untersucht. Deshalb war das Ziel dieser In-vitro-Studie, die Genauigkeit einer im Polyjet-3-D-Druckverfahren hergestellten Übertragungsschiene für das indirekte Kleben von Attachments auf Zähne in einem vollständigen digitalen Workflow zu untersuchen (Abb. 3).

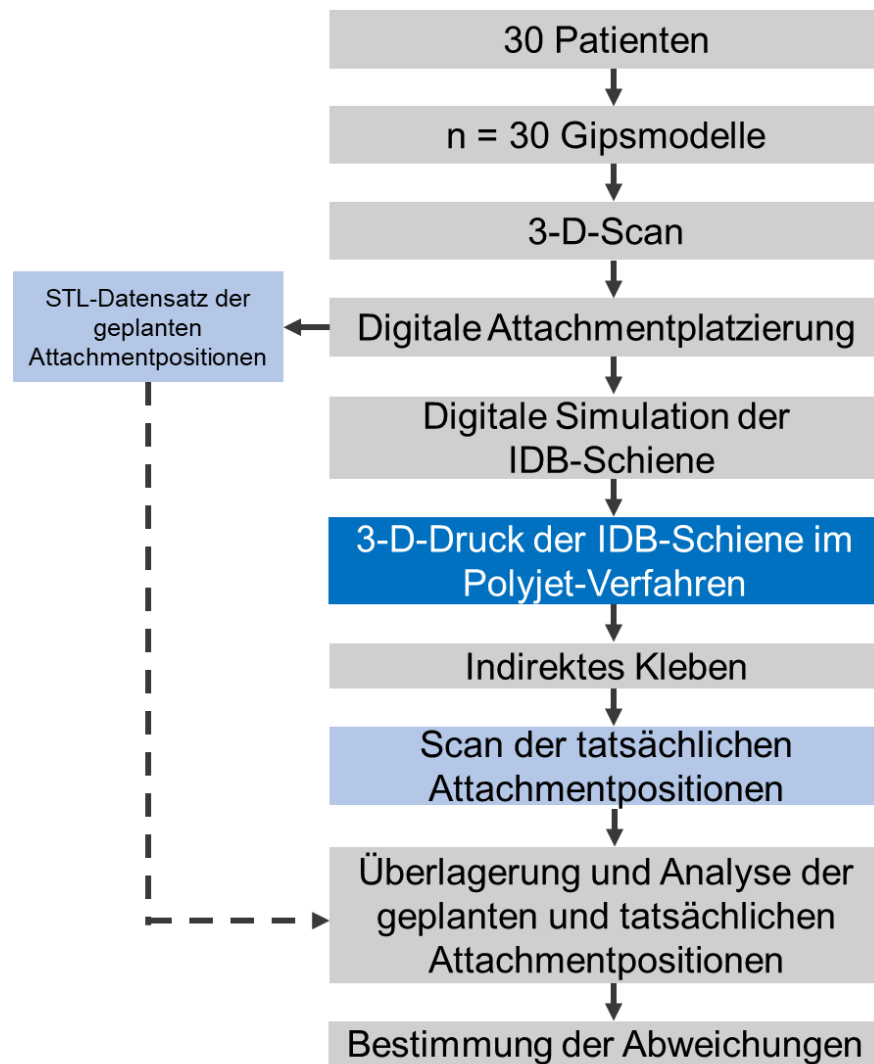


Abbildung 3: Flussdiagramm des Studienablaufs. (modifiziert nach Hofmann et al.(40), 2022)

2 Materialien und Methoden

Eine im Voraus durchgeführte Fallzahlanalyse mit der Software G*Power 3.1 (41, 42) ergab bei einer Teststärke von 80 % und einem angenommenen Signifikanzniveau von $\alpha = 0,025$ für eine mittlere Effektstärke Cohen's $d = 0,667$ für den paarweisen t-Test eine Fallzahl von mindestens $n = 24$ Patient:innen.

2.1 Planung und Herstellung der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschienen

Gipsmodelle (OCTA-STONE[®], Kulzer, Hanau) von 30 Patient:innen mit einem vollständigen bleibenden Gebiss (insgesamt 28 Zähne), verschiedenen Zahnfehlstellungen und kieferorthopädischem Behandlungsbedarf wurden mit einem optischen Scanner (TRIOS 3W, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert und jeder Kiefer wurde als STL-Datensatz gespeichert. Für jede/n der 30 Patient:innen wurde eine Akte in der SureSmile[®] Advanced Planungs- und Simulationssoftware (Web-Version: 7.6.30202.0585) angelegt.

Die gespeicherten STL-Dateien der gescannten Kiefer wurden in die Software importiert und von allen Patient:innen wurde ein sogenanntes Diagnostik-Modell generiert. Diese wurden benötigt, um eine virtuelle Platzierung der Attachments und die Berechnung der indirekten Übertragungsschiene durchzuführen. In der Software ist eine Bracketbibliothek im STL-Format hinterlegt. Hieraus wurde nach Fertigstellen der diagnostischen Modelle für jeden Zahn das zugehörige Bracket beziehungsweise Röhrchen (discovery[®] smart oder discovery[®] pearl, Ortho-Cast M-Series, 0.018 inch, Roth Prescription, Dentaaurum, Ispringen) ausgewählt.

Alle virtuellen Brackets und Röhrchen wurden automatisch auf die bukkalen Zahnoberflächen der diagnostischen Modelle platziert. Der entsprechende Algorithmus der Software orientiert sich am FA-Punkt (Fazialachsenpunkt). Für jedes Attachment wurden individuell Anpassungen der Positionen in mesiodistaler, vertikaler und axialer Richtung vorgenommen. Dabei wurden die individuelle Zahnmorphologie und der Ausprägungsgrad von Zahnfehlstellung und Anomalien berücksichtigt (Abb. 4). Anschließend wurde für Ober- und Unterkiefer jeweils eine Übertragungsschiene über die geplanten Attachmentpositionen simuliert (Abb. 5).

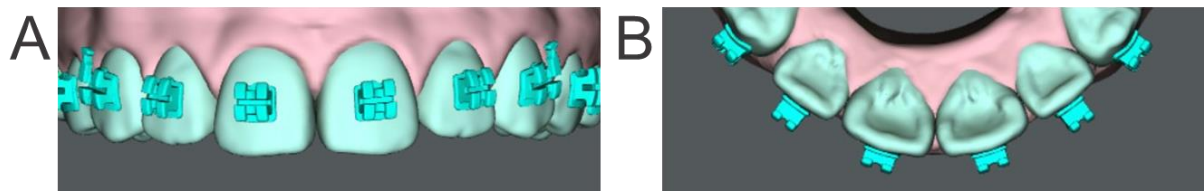


Abbildung 4: Virtuelle Platzierung der Brackets und Röhrrchen in der SureSmile® Advanced Software, A: Ansicht von labial zur mesiodistalen und vertikalen Ausrichtung der Attachments, B: Ansicht von okklusal zur axialen Ausrichtung der Attachments. (eigene Darstellung: E. Hofmann, 2023)

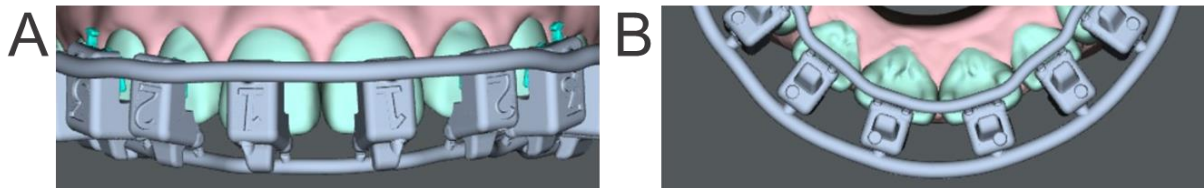


Abbildung 5: Virtuelle Simulation der IDB-Übertragungsschiene in der SureSmile® Advanced Software, A: Ansicht von labial, B: Ansicht von okklusal. (eigene Darstellung: E. Hofmann, 2023)

Die Schienen bestehen aus miteinander verbundenen Übertragungskapen für jeden Zahn (Abb. 6). Diese stützen sich okklusal beziehungsweise inzisal ab und halten die Attachments mit Klemmpassung in den dafür vorgesehenen Einkerbungen. Die einzelnen Käppchen sind über bukkale und orale Stege mit integrierten Sollbruchstellen verbunden. Dadurch entsteht eine unsegmentierte IDB-Übertragungsschiene (Abb. 2). Nach der finalen Kontrolle jeder virtuell designten Schiene wurden diese zum 3-D-Druck im Polyjet-Verfahren an SureSmile® übermittelt. Laut der Herstellerangabe von SureSmile® wurden die IDB-Übertragungsschienen mit dem Polyjet-Drucker Objet Eden 500V (Stratasys Ltd., Eden Prairie, MN, USA) mit einer Schichtstärke (z-Auflösung) von 16 µm umgesetzt. Dabei wurde das biokompatible Resin MED610 zusammen mit dem Stützmaterial SUP705 verwendet (Stratasys Ltd., Eden Prairie, MN, USA). Die IDB-Übertragungsschienen wurden fertig nachbearbeitet und gebrauchsfertig geliefert.

Die Zahnbögen des Ober- und Unterkiefers mit den geplanten Attachmentpositionen wurden als STL-Datensatz exportiert, um ein Referenzmodell für den späteren Vergleich zu erhalten.

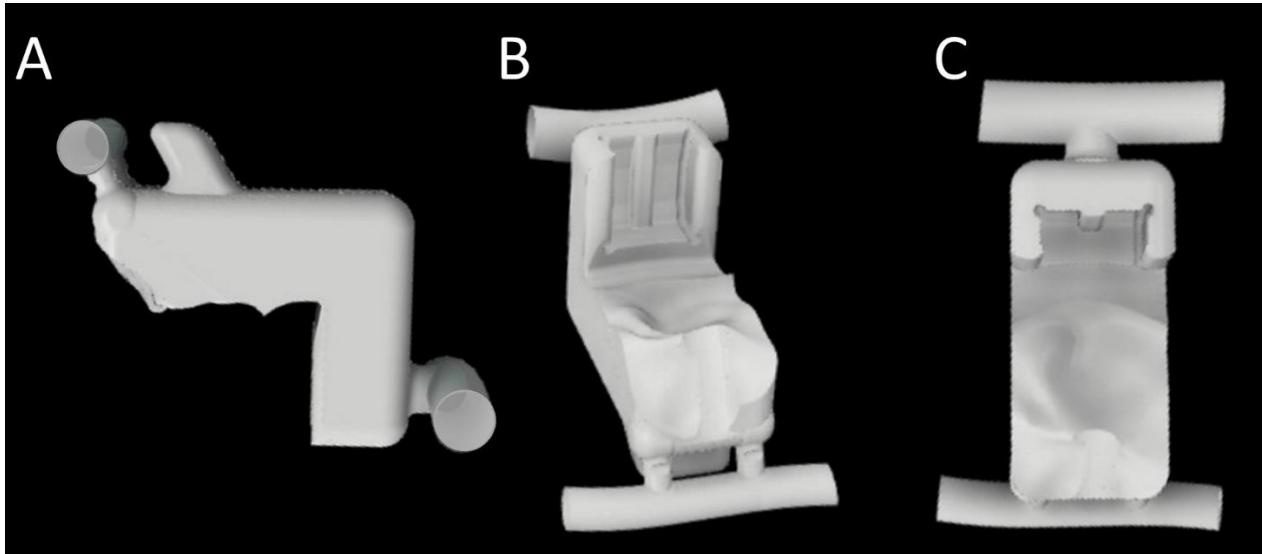


Abbildung 6: Detaillierte Darstellung eines Einzelzahnkappchens der SureSmile® IDB-Übertragungsschiene für den Zahn 15 einer untersuchten Patientin, A: Ansicht von mesial, B: Ansicht von oral C: Ansicht von okklusal. (eigene Darstellung: E. Hofmann, 2023)

2.2 Übertragung der Attachments

Nach Erhalt der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschienen wurden alle Brackets und Röhrchen in die vorgesehenen Aussparungen der Schiene mit einer zahnärztlichen Pinzette platziert, um anschließend das klinische Procedere am Phantomkopf zu simulieren. Die vestibulären Zahnflächen der korrespondierenden Gipsmodelle der 30 Patient:innen wurden mit Isopropanol gereinigt und mit Druckluft getrocknet. Mit einer Microbrush wurde der lichthärtende Haftvermittler Transbond™ XT Primer (3M Unitek Deutschland, Neuss) appliziert, dünn ausgeblasen und photopolymerisiert (Abb. 7A). Alle Bracketbasen wurden anschließend mit Aceton auf einer Wattekugel gereinigt, und das lichthärtende Befestigungskomposit Transbond™ XT (3M Unitek Deutschland, Neuss) wurde gleichmäßig mit einer Applikationspistole (Dentsply Sirona, Richardson, TX, USA) auf die Bracketbasen aufgetragen. Nun wurden alle Brackets und Röhrchen mit der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene auf die Gipsmodelle transferiert (Abb. 7B). Kompositüberschüsse im Bracketumfeld wurden vor der Polymerisation mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt, um später anderenfalls nötige Nachbearbeitungen zu vermeiden. Anschließend wurde jedes Bracket und Röhrchen im High-Power Modus mit 1400 mW/cm^2 für 10 Sekunden von jeder zugänglichen Seite (mesial, distal, gingival) aus kleinstmöglichem Abstand lichtgehärtet (VALO™ LED, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA). Währenddessen wurden die Schienen mit konstant leichtem Fingerdruck von okklusal in

Position gehalten. Zum Entfernen der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene vom Gipsmodell wurde der orale Verbinder zwischen den einzelnen Übertragungskäppchen an den Sollbruchstellen mit Unterstützung eines zahnärztlichen Scalers durchtrennt und entfernt. Die einzelnen Käppchen mit vestibulärem Verbinder wurden anschließend Zahn für Zahn vom Gipsmodell gelöst, sodass sich die IDB-Übertragungsschiene vom allen Attachments trennen ließ (Abb. 7C+D). Nun wurde jedes Bracket nochmals von okklusal 10 Sekunden lichtgehärtet, da der okklusale Zugang zuvor durch die okklusale Auflage der Übertragungskäppchen limitiert war. Die Positionen der geklebten Brackets und Röhrrchen auf den Gipsmodellen wurden erneut mit einem optischen Scan digitalisiert und als STL-Datensatz gespeichert, für den späteren Vergleich der digital geplanten (Referenz-Modell) mit den tatsächlichen (Test-Modell) Attachmentpositionen. Um dabei Metallreflexionen zu vermeiden, wurde eine gleichmäßige, dünne Schicht Scanpuder (METAL-POWDER, Dry Blue, R-dental Dentalerzeugnisse, Hamburg) aufgetragen (Abb. 7F).

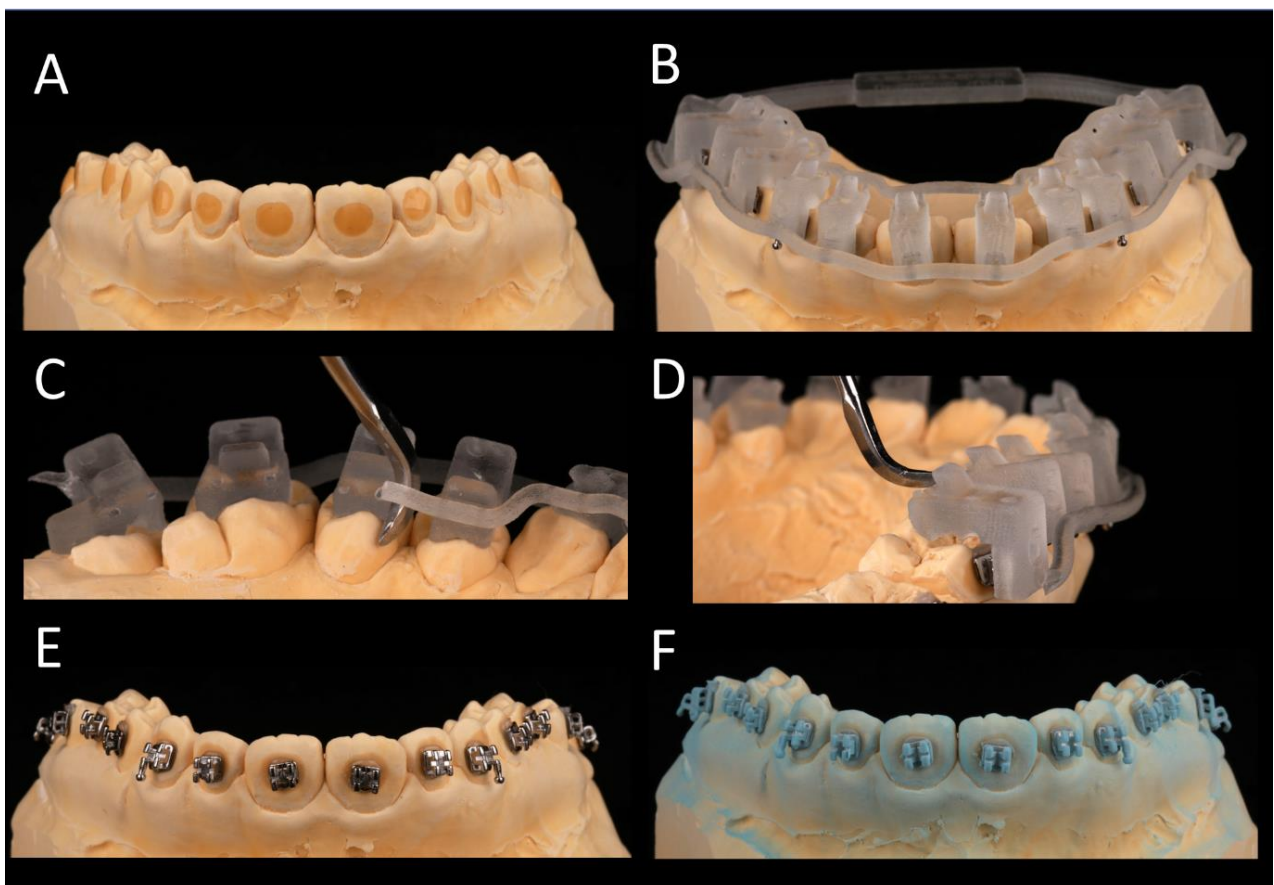


Abbildung 7: Klinischer Workflow, A: Vorbereitung der vestibulären Zahnoberflächen der Gipsmodelle, B: indirektes Platzieren der Attachments mithilfe der IDB-Übertragungsschiene, C+D: Entfernen der Schiene vom Gipsmodell durch Trennen des oralen Verbinders mit einem Scaler, E: Gipsmodell mit übertragenen Attachments F: Gipsmodell mit übertragenen Attachments und aufgetragenem Scanpuder. (modifiziert nach Hofmann et al.(40), 2022)

2.3 Überlagerung der geplanten und tatsächlichen Attachmentpositionen

Die virtuellen bzw. digitalisierten Modelle mit den geplanten und tatsächlichen Attachmentpositionen wurden in die Messsoftware Geomagic® Control™ (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) importiert. Jede Zahnkrone des Referenz- und Test-Modells wurde virtuell aus dem jeweiligen Zahnbogen von den Weichteilen getrennt und als separates Objekt für die geplante (Soll-Position) und tatsächliche (Ist-Position) Attachmentposition gespeichert. Anhand der segmentierten Zahnkronen wurde dann eine Überlagerung der Zahnoberflächen mit den SOLL- und IST-Positionen der Attachments durchgeführt, da sie im Gegensatz zum umliegenden Weichgewebe eine formstabile Struktur darstellen. Die Abweichungen der Attachmentpositionen wurden dann wie folgt mithilfe eines speziell für diesen Zweck automatisierten Best-Fit-Algorithmus in der Software ermittelt (24) : Dabei wurde zunächst ein kartesisches Koordinatensystem in eine CAD-Datei eines jeden Attachments in dessen errechneten Massenschwerpunkt platziert. Diese CAD-Datei wurde von Dentaurum zur Verfügung gestellt und diente als ideale Darstellung des jeweiligen Brackets oder Röhrchens. Anschließend wurde die CAD-Datei des Attachments mit dem integrierten Koordinatensystem mit den korrespondierenden Attachments der virtuellen Modelle überlagert. Dabei wurde das Koordinatensystem auf jede Zahn-Attachment-Einheit der Soll- und Ist-Positionen übertragen. In einem zweiten Schritt wurden die korrespondierenden Zahnoberflächen mit der geplanten und tatsächlichen Attachmentposition überlagert. Das Koordinatensystem der segmentierten Soll-Zähne diente als Referenz zur Ermittlung von Abweichungen der geplanten Attachmentpositionen. Dadurch wurden für jedes Bracket und Röhrchen Abweichungen in drei Ebenen (mm) und um drei Achsen (°) in den überlagerten kartesischen Koordinatensystemen berechnet (Abb. 8). Die x-Achse beschrieb mesiodistale Abweichungen, die y-Achse okklusogingivale Abweichungen und die z-Achse Abweichungen in orovestibulärer Richtung. Die Interpretation der gemessenen negativen und positiven Abweichungen erfolgte anhand des definierten Koordinatensystems (Tab. 1) (24).

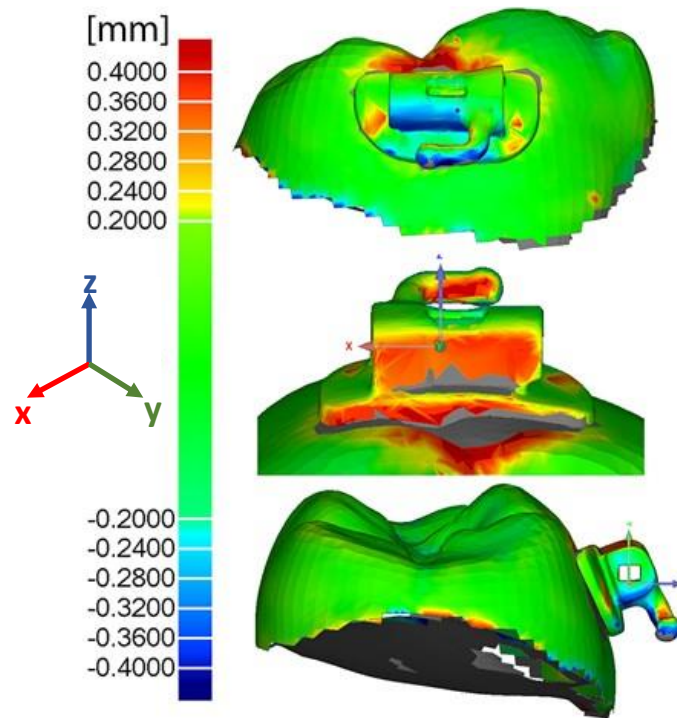


Abbildung 8: Visuelle Darstellung der Überlagerung der geplanten und der tatsächlichen Attachmentposition eines Molaren. Die Farbskala beschreibt das Ausmaß der gemessenen positiven und negativen Abweichungen in Millimeter. (modifiziert nach Hofmann et al.(40), 2022)

Tabelle 1: Interpretation der ermittelten negativen und positiven Abweichungen der Attachmentpositionen, differenziert nach Richtung und Quadranten.

Quadrant	Richtungen											
	X-Achse (mm) ^a		Y-Achse (mm) ^b		Z-Achse (mm) ^c		X-Achse (°) ^d		Y-Achse (°) ^e		Z-Achse (°) ^f	
	Neg. Werte	Pos. Werte	Neg. Werte	Pos. Werte	Neg. Werte	Pos. Werte	Neg. Werte	Pos. Werte	Neg. Werte	Pos. Werte	Neg. Werte	Post. Werte
1.Quadr.	D	M	OKK	G	O	V	PKT	LKT	MR	DR	MKT	DKT
2.Quadr.	M	D	OKK	G	O	V	PKT	LKT	DR	MR	DKT	MKT
3.Quadr.	M	D	G	OKK	O	V	LKT	PKT	DR	MR	MKT	DKT
4.Quadr.	D	M	G	OKK	O	V	LKT	PKT	MR	DR	DKT	MKT

^a D = Distal, M = Mesial

^b OKK = Okklusal, G = Gingival

^c O = Oral, V = Vestibulär

^d PKT = Palatinaler Kronentorque, LKT = Labialer Kronentorque

^eMR = Mesiorotation, DR = Distorotation

^fMKT = Mesiale Kronenangulation, DKT = Distale Kronenangulation.

(nach Koch et al (24))

2.4 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit SPSS® (Version 27.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA). Zunächst wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen für jede Zahngruppe (Inzisivi, Canini, Prämolaren, Molaren) in jede Richtung berechnet. Basierend auf der Empfehlung des American Board of Orthodontics (ABO) (43) und vorheriger Studien (14, 17, 18, 24) wurde ein klinisch akzeptabler Bereich von $\leq 0,2$ mm für lineare und $\leq 1^\circ$ für angulare Abweichungen definiert. Die ABO-Grenzwerte von $\leq 0,5$ mm und $\leq 2^\circ$ wurden halbiert, da berücksichtigt wurde, dass entgegengesetzt Abweichungen an benachbarter Zähne auftreten können (14). Die Häufigkeit klinisch akzeptabler Abweichungen der Attachmentpositionen wurden für alle Zahngruppen und für beide Kiefer in Prozent angegeben.

3 Ergebnisse

Insgesamt wurden in der vorliegenden Studie 820 Attachmentübertragungen ausgewertet. 830 Attachments wurden virtuell geplant und übertragen, 10 Attachments gingen allerdings beim Lösen der IDB-Übertragungsschienen von den Gipsmodellen verloren (1,2 % Bracketverlustrate).

Zuerst wurde die Häufigkeit der gemessenen klinisch akzeptablen Übertragungsfehler, bezogen auf alle Zähne des Ober- und Unterkiefers in den drei gemessenen Ebenen und um die drei gemessenen Achsen, bestimmt. Dabei traten bei Anwendung der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene seltener Abweichungen der Attachmentposition im Unterkiefer auf als im Oberkiefer (Tab. 2).

Tabelle 2: Häufigkeiten klinisch akzeptabler Übertragungsgenauigkeiten der indirekt geklebten Attachments, differenziert nach Richtung Kiefer in Prozent.

Kiefer	n*	Mesiodistal (%)	Vertikal (%)	Orovestibulär (%)	Torque (%)	Rotation (%)	Tip (%)
OK	412	96,68	92,0	99,3	72,8	85,2	93,2
UK	408	98,3	98,0	100	92,9	85,0	92,6
Gesamt	820	97,4	95,0	99,6	82,8	85,1	92,9

*n ausgewertete Bracketanzahl.

(eigene Tabelle: E. Hofmann)

Da nur geringfügige Unterschiede zwischen Ober- und Unterkiefer bestehen, sind Mittelwerte und Standardabweichungen der gemessenen linearen und angularen Abweichungen (in absoluten Werten) für jeden Zahngruppe (Inzisivi, Canini, Prämolaren, Molaren) in Tabelle 3 zusammengefasst.

Die größten linearen Abweichungen der Attachmentpositionen wurden in der Vertikalen an den Molaren ermittelt ($0,10 \text{ mm} \pm 0,08$), und die geringsten traten bei allen Zahngruppen in orovestibulärer Richtung auf ($0,02 \text{ mm} \pm 0,01$ an den Inzisivi).

Die größten angularen Abweichungen traten bezüglich Torque an den Molaren auf ($0,78^\circ \pm 0,59$), allerdings erzielten die Molaren bei der Rotation um die y-Achse die geringsten gemessenen Abweichungen ($0,24^\circ \pm 0,31$).

Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Zahngruppen bei der Übertragung der Attachments mit der 3-D-gedruckten Schiene (absolute Werte).

Zahngruppe	n*	Mesiodistal (mm)	Vertikal (mm)	Orovestibulär (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Inzisivi	235	0,04 ± 0,04	0,06 ± 0,04	0,02 ± 0,01	0,41 ± 0,32	0,43 ± 0,47	0,51 ± 0,50
Canini	120	0,06 ± 0,07	0,07 ± 0,06	0,02 ± 0,02	0,49 ± 0,40	0,52 ± 0,44	0,68 ± 0,81
Prämolaren	237	0,07 ± 0,12	0,07 ± 0,07	0,02 ± 0,04	0,65 ± 0,66	0,50 ± 0,48	0,70 ± 1,27
Molaren	228	0,07 ± 0,06	0,10 ± 0,08	0,02 ± 0,03	0,78 ± 0,59	0,24 ± 0,31	0,54 ± 0,55

*n ausgewertete Attachmentanzahl.

(modifiziert nach Hofmann et al.(40))

Die Grenzen des klinisch akzeptablen Bereichs wurden mit $\leq 0,2$ mm für lineare und $\leq 1^\circ$ für angulare Abweichungen der Bracket-und Röhrenpositionen definiert (14, 17, 18, 24, 43). Tabelle 4 fasst den Anteil der Messungen innerhalb des definierten Bereichs für jeden Zahngruppe und in jeder gemessenen Dimension zusammen. Die linearen Messungen ergaben in der Vertikalen die häufigsten Übertragungsfehler außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs (5 %). Besonders an den Molaren kam es gehäuft zu Abweichungen der Attachmentposition (13,2 %), wohingegen in der Vertikalen an den Inzisivi jedes übertragene Attachment die geplante Position erreichte (100 % klinisch akzeptable Übertragungen).

Für die Messungen um die drei Achsen wurden die häufigsten Übertragungsfehler im Torque ermittelt (17,2 %). Dabei unterschieden sich die Werte innerhalb der Zahngruppen: An den Molaren wurden 30,7 % Abweichungen im Torque gemessen, an den Inzisivi dagegen nur 6,4 %. Insgesamt wurden Abweichungen der Attachmentpositionen am seltensten um die z-Achse festgestellt (7,1 %). Beim Vergleich aller Zahngruppe um diese Achse erzielten Molaren am häufigsten die geplante Röhrenposition (97,8 % klinisch akzeptable Übertragungen).

Tabelle 4: Anteile der mit klinisch akzeptabler Genauigkeit übertragenen Attachments der 3-D-gedruckten Schiene, differenziert nach Richtung und Zahngruppe. Angabe der erfolgreich übertragenen Attachments in Prozent.

Zahngruppe	n*	Mesiodistal (%)	Vertikal (%)	Orovestibulär (%)	Torque (%)	Rotation (%)	Tip (%)
Inzisivi	235	99,1	100	100	93,6	89,8	93,6
Canini	120	96,7	97,5	100	90,0	77,5	88,3
Prämolaren	237	97,0	96,6	99,6	81,4	82,7	89,9
Molaren	228	96,5	86,8	99,1	69,3	86,8	97,8
Gesamt	820	97,4	95,0	99,6	82,8	85,1	92,9

*n ausgewertete Attachmentanzahl.

(eigene Tabelle: E. Hofmann)

Bei genauerer Betrachtung der Richtungen der gemessenen Abweichungen an den Attachments außerhalb des definierten klinisch akzeptablen Bereichs ($\leq 0,2$ mm und $\leq 1^\circ$) wurden für die lineare Dimension die meisten Übertragungsfehler in der Vertikalen an den Molaren in okklusaler Richtung gefunden (13,2 %, Tab. 5). Dagegen traten in oro-vestibulärer Dimension für alle Zahngruppen keinerlei Abweichungen der Attachments in vestibulärer Richtung auf (0 %).

Beim Vergleich der geplanten und tatsächlichen Attachmentpositionen um die drei Achsen wurden die meisten Abweichungen im Torque, insbesondere beim labialen Kronentorque an den Molaren gefunden (30,3 %). Gleichzeitig erzielten Molaren bei Betrachtung aller Zahngruppen die seltensten Abweichungen bei der Distalangulation des Röhrchens (0,4 %, Tab. 5).

Tabelle 5: Häufigkeiten von Abweichungen außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs in Prozent.

Zahn- gruppe	Richtungen											
	Mesiodistal (%)		Vertikal (%)		Orovestibulär (%)		Torque (%) ^a		Rotation (%) ^b		Tip (%) ^c	
	Distal	Mesial	Okklusal	Gingival	Oral	Vestibulär	PKT	LKT	MR	DR	MKT	DKT
Inzisivi	0,0	0,9	0,0	0,0	0,0	0,0	3,0	3,4	1,3	8,9	2,1	4,3
Canini	2,5	0,8	1,7	0,8	0,0	0,0	1,7	8,3	5,8	16,7	6,7	5,0
Prämolaren	1,3	1,7	1,7	1,7	0,4	0,0	8,9	9,7	2,5	14,8	5,5	4,6
Molaren	0,0	3,5	13,2	0,0	0,9	0,0	0,4	30,3	2,2	11,0	1,8	0,4
Gesamt	0,7	1,8	4,4	0,6	0,4	0,0	3,8	13,4	2,6	12,3	3,7	3,4

^aPKT = Palatinaler Kronentorque, LKT = Labialer Kronentorque

^bMR = Mesiorotation, DR = Distorotation

^cMKT = Mesiale Kronenangulation, DKT = Distale Kronenangulation.

(modifiziert nach Hofmann et al. (40))

4 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, die Übertragungsgenauigkeit der im Polyjet-Verfahren gedruckten IDB-Übertragungsschiene von SureSmile® innerhalb eines vollständig digitalen Workflows in der Kieferorthopädie zu untersuchen. Hierbei erzielte die IDB-Übertragungsschiene von SureSmile® insgesamt eine hohe Genauigkeit und eignet sich daher für die klinische Anwendung.

Über alle Zahngruppen hinweg traten bei linearen Messungen seltener Abweichungen auf als um die gemessenen drei Achsen. Das wurde auch in vorherigen Untersuchungen festgestellt (14, 17-19, 22, 24, 26, 28) Innerhalb der Zahngruppen (Inzisivi, Canini, Prämolaren, Molaren) wurden die größten Abweichungen an den Molaren gefunden, insbesondere für den Torque ($0,78^\circ \pm 0,59$). Die geringsten Abweichungen wurden für die Inzisivi ermittelt ($0,02 \text{ mm} \pm 0,01$ in orovestibulärer Richtung). Die häufigsten linearen Abweichungen traten in der Vertikalen vor allem im Oberkiefer auf (8 % klinisch inakzeptable Übertragungen). Für angulare Abweichungen traten die häufigsten Abweichungen für den Torque (27,2 % klinisch inakzeptable Übertragungen) ebenfalls im Oberkiefer auf.

Die Definition des klinisch akzeptablen Bereichs erfolgte anhand der Kriterien des American Board of Orthodontics (43). Dort werden Abweichungen von $\leq 0,5 \text{ mm}$ und $\leq 2^\circ$ als klinisch akzeptablen beschrieben. Allerdings sollte beachtet werden, dass entgegengesetzte Abweichungen an benachbarten Zähnen auftreten können (14). Aus diesem Grund und, angelehnt an andere Untersuchungen (14, 17, 18, 24), wurde in der vorliegenden In-vitro-Studie ein engerer klinisch akzeptabler Rahmen von $\leq 0,2 \text{ mm}$ und $\leq 1^\circ$ definiert und angewandt. Die Halbierung der vorgeschlagenen ABO-Grenzwerte verspricht eine präzisere Aussage über die Genauigkeit der untersuchten 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterliegen verschiedenen Einflussfaktoren, unter anderem der 3-D-Drucktechnologie mit den jeweiligen Druckparametern. Aber es spielt auch das gewählte Schienendesign und -material eine Rolle. Die Durchführung des indirekten Klebens und der Aufbau unserer Studie beeinflussen ebenfalls die erhobenen Ergebnisse.

4.1 3-D-Drucktechnologie

Bei der CAD/CAM-gestützten Fertigung in der Zahnmedizin haben sich neben subtraktiven Herstellungsverfahren, wie zum Beispiel Fräsen oder Drehen, in den letzten Jahren vor allem additive Verfahren etabliert. Dabei wird das herzustellende dreidimensionale Objekt aus sequenziellen, dünnen Schichten aufgebaut. Als Vorlage dient dafür eine computergestützte CAD-Datei, die das konstruierte, dreidimensionale Objekt definiert. Ein geläufiges Synonym ist der 3-D-Druck. Die Genauigkeit eines 3-D-Druckers wird ausgedrückt durch die 3-D-Druckauflösung: Diese wird bestimmt durch die Schichtdicke, die der Fertigungsachse (z-Auflösung) entspricht und die vertikale Genauigkeit beschreibt. Dünnere Schichtdicken produzieren glattere Oberflächen als dickere Schichtstärken, die häufig eine raue und stufige Oberfläche aufweisen – vor allem an Rundungen eines 3-D-gedruckten Objektes (44). Allerdings verlängert sich auch der 3-D-Druckprozess, je dünner die horizontalen Schichten sind (29, 35).

Die gängigsten additiven Herstellungsverfahren in der Zahnmedizin sind das Fused Deposit Modeling (FDM), die Stereolithografie (SLA) und die Digitale Light Processing (DLP)-Drucktechnologie (29). Von dentalen Modellen über prothetische Einzelzahnversorgungen, herausnehmbare kieferorthopädische Geräte, gedruckte individuelle Brackets bis hin zu Okklusionsschienen decken diese Technologien ein weites Feld der Zahnmedizin ab (36, 45-48).

Das FDM-Druckverfahren beruht auf der sogenannten Materialextrusion und erreicht dabei eine Schichtstärke von circa 200 μm (z-Auflösung) (29). Diese ist in der Kieferorthopädie ausreichend für die Herstellung von diagnostischen Modellen und zeichnet sich durch geringe Nachbearbeitungsprozesse sowie geringe Kosten aus (29, 31).

Die SLA- und DLP-Technologien erreichen mittels schichtweiser Photopolymerisation eine Auflösung von 25-100 μm (29). Dennoch muss auch hier der Stufeneffekt beachtet werden, der durch den schichtartigen Aufbau vor allem an Rundungen des gedruckten Objektes auftritt, da hier das Objekt nur angenähert werden kann (29, 44). Des Weiteren ist diese Technologie mit höheren Kosten und aufwendigeren Nachbearbeitungen verbunden: Stützstrukturen müssen entfernt werden, die gedruckten Objekte müssen mit Aceton im Ultraschallbad gereinigt und final im Lichtofen nachgehärtet werden (29, 35). Oft werden mit beiden Verfahren Modelle, Restaurationen, herausnehmbare kieferorthopädische Apparaturen oder Okklusionsschienen hergestellt (33, 36, 37, 45).

Auch im Hinblick auf das indirekte Kleben wurden diese beiden Verfahren (SLA, DLP) bereits untersucht (17-19, 21, 22, 25, 28). Dabei zeigte sich, dass beide 3-D-Druckverfahren eine ausreichende Genauigkeit für die klinische Anwendung liefern (17, 18, 21, 25, 28). Dennoch besagt die Studie von Pottier et al. (28), dass konventionell hergestellte PVS-Übertragungsschienen immer noch eine höhere Genauigkeit erzielen als 3-D-gedruckte Schienen.

Ein weiteres additives Herstellungsverfahren, das als sehr genau gilt, (30, 33, 35, 37, 49, 50) aber bisher selten Anwendung in der Kieferorthopädie findet, ist das Polyjet-Verfahren. Zahlreiche Studien konnten beim Vergleich 3-D-gedruckter Modelle zeigen, dass im Polyjet-Verfahren hergestellte Objekte den im SLA-, DLP- oder FDM-Verfahren hergestellten Objekten bezüglich deren Genauigkeit überlegen sind (33, 35-37). Schichthöhen von circa 16 µm können bei der Herstellung filigraner Strukturen genutzt werden und liefern eine hohe Detailtreue der gedruckten Gegenstände (29). Ähnlich wie bei der SLA- und DLP-Technologie sind auch hier Nachbearbeitungsprozesse notwendig: Auswaschen des mitgedruckten Stützgels und Nachhärten des gedruckten Objektes. Außerdem ist das Verfahren sehr kostenintensiv, da es sich bei den verfügbaren Polyjet-Druckern oft um Industriedrucker handelt. Durch die hohe Auflösung und die geringe Schichtdicke erhöht sich auch die Druckdauer (29, 35).

Die hier untersuchten 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschienen wurde durch einen Polyjet-3-D-Drucker mit einer z-Auflösung von 16 µm hergestellt. Dennoch wurden die häufigsten linearen Ungenauigkeiten vor allem in der Vertikalen nach okklusal (4,4 % klinisch inakzeptable Abweichungen) und besonders an den Molaren (13,2 % klinisch inakzeptable Abweichungen) gefunden. Klinisch würde das bei der Anwendung der Straight-Wire-Technik zu einer vermehrten intrusiven Komponente im posterioren Bereich durch zu weit okklusal platzierte Attachments führen, und auch die übertragenen Torquewerte an den Molaren würden sich verändern (51). Diese Ergebnisse wurden auch von Dörfer et al. (13) sowie Schmid und Mitarbeitern (14) gefunden. In der Studie von Dörfer et al (13) wurden thermoplastische Tiefziehschienen und Silikonübertragungsschienen untersucht. Hierbei waren ebenfalls die Molaren am häufigsten von Abweichungen in der vertikalen Richtung nach okklusal betroffen. Dies wurde mit einer thermoplastischen Schrumpfung am distalen Ende der Übertragungsschiene während des Tiefziehprozesses erklärt. Dagegen fanden Schmid et al. (14) die häufigsten Übertragungsfehler an den Eckzähnen. Auch hier wurden Silikonschienen mit einem anderen Design und

Herstellungsverfahren untersucht. Durch eine Metanalyse (52) konnte gezeigt werden, dass bei IDB-Übertragungsschienen vermehrt Abweichungen in der Vertikalen auftreten, insbesondere an Schneide- und Eckzähnen. Allerdings wurde hier der Einfluss des Herstellungsprozesses der einzelnen IDB-Übertragungsschienen nicht genauer betrachtet. Bezüglich additiver Fertigungsverfahren scheinen Probleme in der Vertikalen ein häufiger Fehler zu sein (33, 37, 49, 50, 53, 54). Aus der Studie von Tee et al. (55) wird deutlich, dass Objekte kleiner als 500 µm oft nicht die geplante vertikale Dimension erreichten, wenn diese im Polyjet-Verfahren gedruckt wurden. Dies bedeutet für die hier untersuchte IDB-Übertragungsschiene, dass vor allem filigrane Strukturen unterdimensioniert werden können. Insbesondere die Anteile, welche die Brackets und Röhrchen fassen und das okklusale Relief nachbilden sollen, oder die filigranen bukkalen und oralen Stege mit Sollbruchstellen könnten somit nicht immer vollständig dargestellt sein. Dies kann zu den erwähnten Abweichungen in der Vertikalen, Richtung okklusal, führen, da die einzelnen Komponenten der Übertragungsschiene ihre geplante Ausdehnung in der Vertikalen nicht erreichen. Hazeveld et al. (37) sowie Keating et al. (53) konnten in ihren Untersuchungen die verringerte vertikale Dimension bei Anwendung der Polyjet-Drucktechnologie bestätigen. Dagegen fanden Rebong und Mitarbeiter (49) sowie Lee et al. (54), dass im Polyjet-Verfahren 3-D-gedruckte Objekte eine vergrößerte Dimension in der Vertikalen erreichen. Diese widersprüchlichen Ergebnisse zeigen, dass der Einfluss der Polyjet-Drucktechnologie auf die Genauigkeit der Vertikalen noch nicht ausreichend geklärt ist und weiterführend untersucht werden muss.

Eine weitere Ursache für vermehrt vertikale Abweichungen der untersuchten 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene kann in den Nachbearbeitungsprozessen der Polyjet-Drucktechnologie liegen (56). Die notwendigen gelartigen Stützstrukturen, welche die IDB-Übertragungsschiene während des Druckvorgangs umhüllen und mitgedruckt werden, müssen anschließend mit einem Dampfstrahlgerät sorgfältig ausgewaschen werden. Eine vollständige Entfernung des mitgedruckten Stützmaterials kann selbst durch sorgfältige visuelle Kontrolle nicht eindeutig sichergestellt werden. Mögliche Rückstände dieses Materials könnten daher ebenfalls zu Abweichungen in allen Richtungen führen und die Passgenauigkeit der Schiene auf den Zähnen reduzieren. Überschüssiges Material stellt ein vertikales Hindernis dar und kann gegebenenfalls die endgültige Position der IDB-Übertragungsschiene auf dem Zahnbogen beeinflussen. Durch den Einsatz des

photosensitiven Resins kann auch eine Schrumpfung der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschienen nach Fertigung lagerungsbedingt nicht vollständig ausgeschlossen werden (37). Das könnte wiederum in einer unterdimensionierten Übertragungsschiene resultieren und ebenfalls die Vertikale verfälschen und die Transversale komprimieren.

Bei der Umsetzung des indirekten Klebens in einem digitalen Workflow haben wir uns für eine Dienstleistung entschieden. Dadurch wird eine adäquate und reproduzierbare Durchführung des Druckprozesses und dessen Nachbearbeitung nach Herstellerangaben angenommen. Auf die verschiedenen Druckparameter (Schichtdicke, Ausrichtung auf der Bauplattform, Stützmaterial, Nachbearbeitung, Lagerung), die maßgeblich zur erfolgreichen Umsetzung der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene beitragen, konnte dabei allerdings kein Einfluss genommen werden.

Die vorliegenden Ergebnisse beziehen sich auf die von SureSmile® angewandte Polyjet-3-D-Drucktechnologie. Für die Herstellung der IDB-Übertragungsschienen durch ein anderes additives Fertigungsverfahren, wie den SLA- oder DLP-Druck, sind die vorliegenden Ergebnisse nicht repräsentativ. Außerdem ist die Platzierung der zu druckenden Objekte auf der Bauplattform zu beachten. In der Literatur wird der Einfluss verschiedener Winkel bei der Ausrichtung diskutiert (17, 44, 57, 58). Unkovskiy et al. (58) empfehlen einen Winkel von etwa 45° und fanden die höchste Genauigkeit bei Platzierung in der Mitte der Bauplattform. Süpple et al. (17) fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen einer 15° und 75° Ausrichtung auf der Bauplattform bei der Herstellung von Modellen für IDB-Übertragungsschienen. Die Nachbearbeitung unterscheidet sich ebenfalls: Das Stützmaterial ist bei der SLA- und DLP-Technologie keine gelartige Substanz, die ausgewaschen werden muss, sondern die gedruckten Stützstrukturen müssen mechanisch entfernt und die Übergänge sorgfältig poliert werden. Zusätzlich sind eine Reinigung mit Aceton und ein finales Aushärten der gedruckten Objekte bei der SLA- und DLP-Technologie notwendig. Außerdem sollte beachtet werden, dass für jeden Drucker und jede klinische Anwendung zum Erreichen adäquater Ergebnisse jedes Resin streng nach Herstellerangaben verarbeitet werden muss (29, 35).

SureSmile® bietet dem Anwender die Option einer In-House-Herstellung der IDB-Übertragungsschienen. Dabei wird die STL-Datei der virtuell geplanten IDB-Übertragungsschiene von der SureSmile® Advanced Software exportiert und kann eigenständig im

Praxislabor oder von einem selbst gewählten externen Dienstleister gedruckt werden. Das Unternehmen gibt eine detaillierte Empfehlung zum verwendeten Drucker, der Ausrichtung auf der Bauplattform und dem zu verwendenden Resin. Dabei soll vorzugsweise ein SLA-Drucker verwendet werden. Diese Technologie ist kostengünstiger als die Polyjet-3-D-Drucktechnologie und oftmals bereits in Praxen oder Laboren als Desktopdrucker vorhanden. Da die angebotene In-House-Produktion aber andere technische Anforderungen stellt, sind weitere Untersuchungen notwendig, um die Genauigkeit der IDB-Übertragungsschienen bei der Herstellung mit der SLA-Drucktechnologie zu überprüfen.

4.2 Schienendesign und -material

Einen weiteren Einfluss auf die vorliegenden Ergebnisse der SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene hat das Schienendesign und damit eng zusammenhängend das gewählte Material. Dass die Auswahl des Schienenmaterials die Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Kleben beeinflusst, konnte bereits durch vorherige Studien gezeigt werden (12-15, 26). Dabei erzielten insbesondere konventionelle PVS-Übertragungsschienen die höchste Übertragungsgenauigkeit (12-15).

Ein digitaler Workflow ermöglicht, das Schienendesign präzise zu modifizieren und zu reproduzieren. Dadurch können die Fassungen der Brackets innerhalb der IDB-Übertragungsschiene individueller gestaltet und potenziell verbessert werden. Je nach Fassung der Brackets haben diese mehr oder weniger Freiheitsgrade und sind dadurch mehr oder weniger anfällig für Abweichungen der Attachmentpositionen während des indirekten Klebevorgangs. Bei der SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene wurden die Brackets in die dafür vorgesehene Aussparung von gingival bis zum Anschlag eingeschoben (Abb. 9). Dabei werden die mesialen und distalen Bracketflügel gefasst. An Brackets und Röhrchen mit Häkchen (Canini und Molaren) gab es eine zusätzliche Aussparung, in die diese einrasten konnten. Trotzdem waren diese beiden Zahngruppen besonders anfällig für Übertragungsfehler vor allem in den drei angularen Dimensionen: 22,5 % klinisch inakzeptable Abweichungen der Attachmentpositionen an Eckzähnen bezüglich Angulation und 30,7 % Abweichungen an Molaren bezüglich Torque. Möhlhenrich et al. (59) publizierten ähnliche Ergebnisse für Attachments mit Häkchen, die häufiger Übertragungsfehler und überschüssige Kompositreste aufwiesen. Der Unterschied zwischen verschiedenen Designmöglichkeiten bei der Attachmentfassung wurde bereits für zwei mögliche

Varianten im DLP-Verfahren gedruckter Übertragungsschienen untersucht, zeigte allerdings keinen signifikanten Unterschied für die untersuchte Übertragungsgenauigkeit bei dem gewählten Design (18).

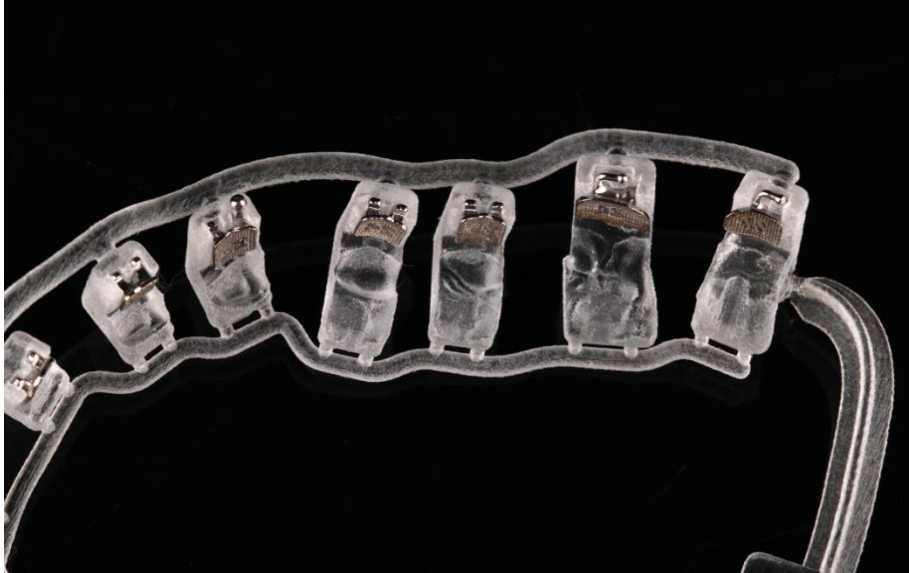


Abbildung 9: Detailaufnahme der einzelnen verbundenen Übertragungskäppchen mit gefassten Brackets und Röhren. (eigenes Foto: E. Hofmann, 2023)

Allgemein besteht bei der Gestaltung einer IDB-Übertragungsschiene die Möglichkeit einer Segmentierung. Bei ausgeprägtem Engstand oder Dreh- und Kippständen und daraus resultierenden divergierenden Insertionsrichtungen kann eine Segmentierung den erfolgreichen indirekten Klebevorgang erleichtern. Dörfer et al. (13) fanden bei einer Segmentierung vermehrte Abweichungen am Rande der jeweiligen elastischen Schienensegmente. Die Segmentierung einer IDB-Übertragungsschiene ist abhängig von dem gewählten Schienenmaterial. Soll eine unsegmentierte IDB-Übertragungsschiene hergestellt werden, so sollte das gewählte Material elastische Eigenschaften besitzen, um vor allem bei unterschiedlichen Insertionsrichtungen durch starke Angulationen oder ausgeprägten Engstand die korrekte Position der Schiene zu erreichen. Wird eine segmentierte Schiene hergestellt, so kann ein härteres Material benutzt werden. Das verspricht mehr Stabilität bei der Übertragung der Brackets und verringert den Einfluss eines zu starken oder schwachen Fingerdrucks. Laut einer Studie von Jungbauer et al. (26) spielen die elastischen Eigenschaften des Schienenmaterials vor allem bei ausgeprägten Engständen eine signifikante Rolle; so sind in deren Studie vermehrt angulare Abweichungen bei dem härteren Schienenmaterial (Shore Härte D 83-86) verglichen mit dem elastischeren

Material (Shore Härte A 85) aufgetreten. Das dabei untersuchte härtere Material hat mit einer Shore Härte D 83-86 dieselbe Steifigkeit wie das verwendete Resin der SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene. Vermehrt angulare Abweichungen, vor allem im Torque an den Molaren (30,3 % bezüglich eines labialen Kronentorques), wurden auch in unserer Untersuchung festgestellt und können im Zusammenhang mit dem gedruckten Schienenmaterial stehen.

Durch die digitale Konstruktion und Umsetzung der untersuchten SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene ergibt sich die Möglichkeit der Kombination einer segmentierten und unsegmentierten Übertragungsschiene. Dieses „Hybriddesign“ der IDB-Übertragungsschiene besteht aus Einzelzahnkappchen, die durch bukkale und orale Verbinder eine unsegmentierte IDB-Übertragungsschiene ergeben (Abb. 2). Dadurch sollen vermutlich die Nachteile des starren Schienenmaterials kompensiert werden. Der klinische Vorteil, der sich daraus ergibt, ist, dass die IDB-Übertragungsschiene als Ganzes in den Mund eingebracht und beim Ausgliedern in einzelne Segmente unterteilt werden kann (Abb. 7C).

Der indirekten Klebetechnik werden vermehrt sofortige Attachmentverluste zugeschrieben (9). Castilla et al. (12) fanden eine Bracketverlustrate von 1,3 % und Schmid et al. (14) sogar von bis zu 12 %. Die ermittelte Bracketverlustrate in der vorgestellten Studie betrug 1,2 %. Durch das Lösen der oralen und bukkalen Verbindungsstege an den jeweiligen Sollbruchstellen der SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene erhält man Einzelzahnübertragungskappchen, die ein nahezu spannungsfreies Ausgliedern trotz des starren Schienenmaterials erleichtern und somit gegebenenfalls die Bracketverlustrate reduzieren. Allerdings gilt es im klinischen Alltag, die Aspirationsgefahr der Einzelzahnkappchen zu beachten. Ein sofortiger klinischer Bracketverlust beim Ausgliedern der IDB-Übertragungsschiene würde einen vermehrten Aufwand für Behandler:in und Patient:in bedeuten, da ein erneutes Kleben des Attachments notwendig werden würde. Allerdings können bei der hier untersuchten 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene die Einzelzahnkappchen isoliert zu einer späteren Repositionierung eines einzelnen Attachments verwendet werden. Die zehn frühzeitig verlorengegangenen Attachments beim Ausgliedern der IDB-Übertragungsschienen hätten durch Nutzung der Einzelzahnkappchen indirekt geklebt werden können, um in die Analyse der vorliegenden Studien mit einbezogen zu werden.

Die Übertragungsgenauigkeit beim Rebonding einzelner Attachments ist Bestandteil aktueller Studien.

Dennoch wurde der größte Vorteil der Polyjet-3-D-Drucktechnologie, das gleichzeitige Drucken verschiedener Materialien mit unterschiedlichen elastischen Eigenschaften, vom Hersteller nicht vollständig ausgeschöpft. Der Vergleich der SureSmile® IDB-Übertragungsschiene mit einer Silikonschiene zeigte eine höhere Genauigkeit bei der Übertragung der Attachments mit der konventionell hergestellten Silikonschiene. Diese bestand aus den zwei A-Silikonememosil 2 und Futar D mit unterschiedlichen Shore-Härten (Shore-Härte A 72 und Shore-Härte D 42) (40). Die Variation der beiden Shore-Härten innerhalb einer IDB-Übertragungsschiene scheint die Übertragungsgenauigkeit der geplanten Attachments zu erhöhen. Je nach klinischer Anforderung könnten verschiedene Shore-Härten und somit verschiedene elastische Eigenschaften in den jeweiligen Arealen der Schiene mit der Polyjet-Technologie gedruckt werden, um so eine optimale individuelle IDB-Übertragungsschiene herzustellen. Hierfür sind weiterführende Untersuchungen notwendig.

4.4 Klinische Anwendung

Das praktische Durchführen des indirekten Klebens mit der 3-D-gedruckten SureSmile®-Übertragungsschiene hat ebenfalls Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit. Vertikale Positionsabweichungen wurden von anderen Autoren mit einem ungleichmäßigen Anpressdruck während des Auspolymerisierens des Befestigungskomposits erklärt (13-15, 25). Ein zu geringer Anpressdruck soll zu Abweichungen in Richtung okklusal führen (13, 14, 25), dagegen soll ein zu hoher Anpressdruck zu Abweichungen in Richtung Gingiva führen (15). Je elastischer das Schienenmaterial ist, desto sensibler reagiert die IDB-Übertragungsschiene auf einen zu hohen Anpressdruck und verformt sich leichter (26). Das Problem ist dabei, dass ein adäquater Anpressdruck nicht dosierbar und sehr behandler-spezifisch ist.

Einen weiteren Einfluss beim Anwenden der indirekten Klebetechnik für eine erfolgreiche kieferorthopädische Therapie hat die Menge des Befestigungskomposits zwischen Bracketbasis und vestibulärer Zahnoberfläche. Eine große Menge an Kompositüberschuss um die Bracketbasen kann zu vermehrter Plaqueakkumulation und Gingivitis während

der Multibrackettherapie führen (4, 59, 60). Durch das skelettierte Schienendesign der SureSmile® IDB-Übertragungsschienen sind vor allem die mesialen, distalen und gingivalen Anteile des Brackets zugänglich, und so können dort vor dem Aushärten Kompositüberschüsse mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt werden. Durch die bessere Zugänglichkeit der einzelnen Übertragungskäppchen sind somit im klinischen Alltag nach Entfernung der Schiene weniger Korrekturen um die Bracketbasen notwendig. Dagegen sind bei konventionell gestalteten IDB-Übertragungsschienen die Attachments zumeist weitgehend gefasst (13-17, 24), und das Entfernen von Überschüssen vor dem Aushärten des Befestigungskomposits ist nur gingival möglich (4). Außerdem beeinflusst die Menge des Befestigungskomposits Abweichungen in orovestibulärer Richtung. Bei der durchgeführten Studie traten für alle Zahngruppen nur bei 0,4 % inakzeptable Abweichungen der übertragenen Attachments in der z-Achse auf. Dies spricht für eine gute Umsetzung der individuellen, digital geplanten Attachmentpositionen mithilfe der untersuchten SureSmile®-IDB-Übertragungsschienen.

4.5 Studienaufbau

Die vorliegende Studie benutzt eine große Anzahl transferierter und ausgewerteter Brackets und Röhrchen ($n = 820$). Die durchgeführte Fallzahlanalyse ergab eine Fallzahl von mindestens 24 Patient:innen. Für die vorliegende Studie wurden 30 Patient:innen mit kieferorthopädischem Behandlungsbedarf und vollständig durchgebrochenen zweiten Molaren im Ober- und Unterkiefer einbezogen. Obwohl dadurch nicht alle denkbaren Fehlstellungen abgedeckt werden können, kann dennoch eine Aussage für alle Zahngruppen (Inzisivi, Canini, Prämolaren, Molaren) getroffen werden. Bisherige Studien (12, 14, 15, 25-28, 61) untersuchten nur 200 bis 580 Bracketübertragungen oder ließen Molaren unberücksichtigt (zweiter Prämolare bis zweiter Prämolare). Vor allem die Übertragungsgenauigkeit an den ersten und zweiten Molaren ist von großem Interesse, da diese klinisch beim Kleben der Brackets wegen der eingeschränkten Sicht die meisten Schwierigkeiten bei der Platzierung der Attachments bereiten. Aktuellere Studien analysierten aus diesem Grund bereits Molarenattachments bezüglich deren Übertragungsgenauigkeit (17, 18, 24, 26).

Bei der hier vorgestellten Untersuchung handelt es sich um eine In-vitro-Studie. Faktoren wie Speichel, Zunge, Schleimhäute und ein erschwerter Zugang durch umliegende

Gewebe konnten nicht berücksichtigt werden. Die Studie stellt somit lediglich eine Annäherung an die klinische Situation dar. Durch die zusätzlichen klinischen Herausforderungen sind andere klinische Ergebnisse bei der Anwendung der SureSmile® IDB-Übertragungsschiene zu erwarten.

Trotz der Vorteile eines digitalen Workflows, wie zum Beispiel Zeitreduktion (62), erhöhter Patient:innenkomfort (63), reproduzierbare Diagnostik sowie Behandlungsplanung und Herstellung individueller 3-D-gedruckter Apparaturen (9, 64), kann die vollständige Einbettung in einen digitalen Workflow eine Erklärung für die Fehleranfälligkeit der 3-D-gedruckten IDB-Übertragungsschiene in allen Richtungen und um alle Achsen sein, da die Zahnoberflächen innerhalb des vollständig digitalen Workflows mehrfach lediglich angenähert werden (Abb. 10). Zu Beginn wird der Zahnbogen durch den optischen Scan erfasst und durch die Speicherung der Dateien im STL-Format angenähert (29, 65). Dieses Format beschreibt geometrisch die Oberfläche des dreidimensionalen Objekts mittels Dreiecken, die jeweils durch drei Eckpunkte definiert werden und eine Art Netz bilden. Runde organische Oberflächen werden durch Polyeder dargestellt (Abb. 10A). Je mehr Polyeder eine Oberfläche beschreiben, desto höher ist die Auflösung der Oberfläche und somit auch ihre Qualität (29, 65). Die anzunähernde Oberfläche des Zahnbogens besteht vornehmlich aus runden Objekten, deren Darstellung mittels Dreiecken zu Ungenauigkeiten im digitalen Workflow führen kann. Nicht nur die gescannten Referenz- und Testmodelle, sondern auch die im Vorfeld durch SureSmile® digitalisierten Attachments in der Bracketbibliothek wurden im STL-Format hinterlegt. Somit kann auch die Annäherung dieser komplexen Oberfläche Ungenauigkeiten bei der Attachmentübertragung hervorrufen. Für den/die Nutzer:in gibt es keine Möglichkeit zu kontrollieren, wie präzise die in der Bracketbibliothek hinterlegten Attachments den tatsächlichen Produktgrößen entsprechen. Aus diesem Grund ist es interessant festzuhalten, dass SureSmile® sich nicht auf die STL-Dateien von Bracket-Herstellern verlässt, sondern diese selbst scannt.

Eine weitere Annäherung der Oberfläche findet in der Slicer-Software statt (29, 56). Diese wird zwischen der Konstruktionssoftware (CAD) und dem 3-D-Druck (CAM) eingesetzt und schneidet virtuell das zu druckende Objekt in horizontale Schichten je nach geplanter Ausrichtung auf der Bauplattform. Je dünner die horizontalen Schichten sind, desto glatter wird die Oberfläche des gedruckten Objekts, allerdings erhöht sich dadurch die Dauer des Druckprozesses. Durch die virtuell geschnittenen horizontalen Schichten kommt es immer entweder zu einer leichten Über- oder Unterkonturierung des Objekts,

insbesondere an Rundungen (29) (Abb. 10B). Trotz der hohen Auflösung des verwendeten 3-D-Druckers (z-Auflösung: 16 μm) kann es durch die Summation einzelner technischer Ungenauigkeiten zu Abweichungen der Attachmentpositionen bei Verwendung 3-D-gedruckter IDB-Übertragungsschienen kommen. Auch die Nachbearbeitung der Druckobjekte hat Einfluss auf die Genauigkeit der IDB-Übertragungsschiene (58).

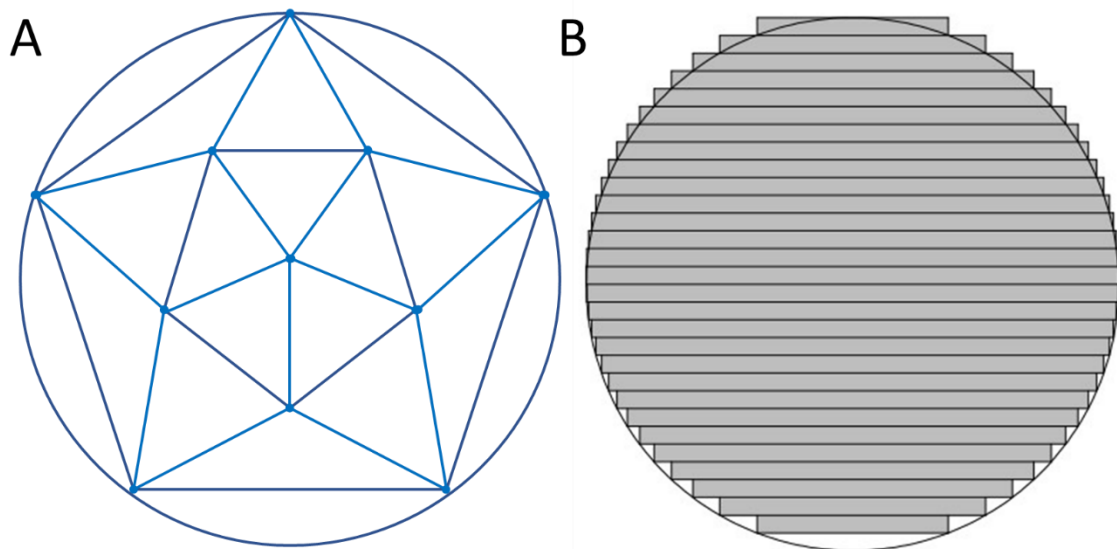


Abbildung 10 Annäherung der runden Oberfläche eines Objektes innerhalb eines digitalen Workflows, A: Annäherung der Oberfläche eines runden Objektes durch Dreiecke in STL-Dateien, B: Annäherung der Oberfläche eines runden Objektes durch horizontale Schnitte in der Slicer-Software. Im oberen Halbkreis ist die Überkonturierung und im unteren Halbkreis eine Unterkonturierung der gewünschten runden Form dargestellt. (eigene Darstellung: E. Hofmann, 2023)

In der Literatur wird außerdem die Genauigkeit des intraoralen Scanners beim Vorhandensein von kieferorthopädischen Attachments kontrovers betrachtet. Während Kang et al. (66) keine signifikanten Unterschiede zwischen Modellen mit und ohne Brackets finden konnte, sehen Kim et al. (67) und Heo und Mitarbeiter (68) einen negativen Einfluss der Attachments auf die Scangenaugigkeit und die Scandauer. Nichtsdestotrotz erzielt der in der Studie verwendete intraorale Scanner TRIOS 3W im Vergleich mit anderen intraoralen Scanner die besten Ergebnisse (69). Außerdem wird die Verwendung von Scanpulver zur Reduktion von metallischen Reflexionen während des Scanvorgangs diskutiert. Eine ungleichmäßige Puderschicht auf den analysierten Attachments kann unsere Ergebnisse ebenfalls negativ beeinflusst haben (70).

Unzugängliche Kompositreste um die Bracketbasen können bei der Überlagerung der geplanten und der tatsächlichen Attachmentpositionen mit Geomagic® Control™ zu Fehlern führen. Verbleibende Kompositüberschüsse verkleinern die mögliche vestibuläre Überlagerungsoberfläche. Davon betroffen sind insbesondere kleine Zähne mit kleinen Brackets wie Inzisivi im Unterkiefer.

Die Überlagerung und Analyse der geplanten und tatsächlichen Attachmentpositionen wurde in vorherigen Studien unterschiedlich durchgeführt und erschwert dadurch den Vergleich der erhaltenen Ergebnisse: Dörfer et al. (13) ermittelten Abweichungen mit einem optischen Messverfahren nach König. Castilla et al. (12) und Aguirre et al. (6) verwendeten fotografische Messmethoden. Schmid und Mitarbeiter (14) nutzten eine computergestützte Überlagerung, bei der zwölf Messpunkte für jedes Bracket definiert und anhand derer lineare und angulare Abweichungen ermittelt wurden. Durch die Anwendung der Analysesoftware Geomagic® Control™ in der vorliegenden Studie mit einer standardisierten Best-Fit-Messmethode anhand definierter Koordinatensysteme wird eine automatisierte, reproduzierbare und dreidimensionale Analyse und Auswertung der Attachmentpositionen angestrebt (24, 71). Dennoch können auch hierbei Einflüsse auf die ermittelten Abweichungen der Attachmentpositionen nicht ausgeschlossen werden. Mögliche Fehler können insbesondere bei der Überlagerung der CAD-Datei mit dem integrierten Koordinatensystem und dem korrespondierenden Attachment der Ist-Position auftreten, da diese beim Scannen häufig nicht vollständig dargestellt werden konnten. Folglich können Fehler bei der Überlagerung der geplanten mit der tatsächlichen Attachmentposition entstehen. Außerdem ist ein Methodenfehler durch Geomagic® Control™ noch unklar.

Die vorliegenden Ergebnisse beziehen sich auf die verwendeten Attachments, die verwendete 3-D-Drucktechnologie und das Design der IDB-Übertragungsschiene der SureSmile®-Software. Weitere Studien sind notwendig, um die Übertragungsgenauigkeit bei einem abweichenden Bracketdesign mit einer abweichenden retentiven Oberfläche zu untersuchen (59). Außerdem wurde das indirekte Kleben mit der SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene auf den bukkalen Zahnoberflächen angewendet, Ergebnisse beim Kleben auf linguale Oberflächen könnten abweichen.

5 Schlussfolgerungen

Die untersuchte 3-D-gedruckte IDB-Übertragungsschiene von SureSmile® eignet sich für die klinische Anwendung. Trotz der Vorteile eines digitalen Workflows zeigte die Übertragungsschiene, verglichen mit einer konventionellen Silikonschiene, eine höhere Fehleranfälligkeit (40). Insbesondere bei angularen Messungen um die x-Achse (Torque) und für Molaren wurden gehäuft Abweichungen ermittelt. Gleichwohl lagen die Messwerte größtenteils innerhalb des streng definierten, klinisch akzeptablen Bereichs. Die Kieferorthopädin oder der Kieferorthopäde sollte sich dennoch bei der Verwendung einer CAD/CAM-basierten IDB-Übertragungsschiene der möglichen Fehlerquellen während des Herstellungsprozesses bewusst sein und gegebenenfalls Korrekturen durch ein Umplatzieren einzelner Attachments oder kompensatorische Biegungen im Bogen im Laufe der kieferorthopädischen Behandlung vornehmen.

Trotz einiger Limitationen der vorliegenden Studie erzielte die untersuchte SureSmile®-IDB-Übertragungsschiene eine hohe Genauigkeit. Einer der größten Vorteile der Polyjet-3-D-Drucktechnologie wurde allerdings noch nicht vollständig ausgeschöpft: Das gleichzeitige Drucken mehrerer Materialien mit unterschiedlichen elastischen Eigenschaften. Eine Weiterentwicklung des Verfahrens im Hinblick auf das indirekte Kleben könnte eine optimale individuelle Schiene für Patient:innen und deren Zahnfehlstellungen ermöglichen.

Es bedarf weiterer Untersuchungen der Polyjet-3-D-Drucktechnologie im Rahmen der indirekten Klebetechnik und ihrer Anwendung in einem klinischen Umfeld, um unsere Ergebnisse klinisch zu verifizieren.

6 Literaturverzeichnis

1. Andrews LF. The straight-wire appliance. *Br J Orthod.* 1979;6(3):125-43.
2. Magness WB. The straight-wire concept. *Am J Orthod.* 1978;73(5):541-50.
3. McLaughlin RP, Bennett JC. Bracket placement with the preadjusted appliance. *J Clin Orthod.* 1995;29(5):302-11.
4. Zachrisson BU, Brobakken BO. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod.* 1978;74(1):62-78.
5. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod.* 1972;62(3):236-44.
6. Aguirre MJ, King GJ, Waldron JM. Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques. *Am J Orthod.* 1982;82(4):269-76.
7. Koo BC, Chung CH, Vanarsdall RL. Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(3):346-51.
8. Kalange JT. Indirect bonding: a comprehensive review of the advantages. *World J Orthod.* 2004;5(4):301-7.
9. Czolgosz I, Cattaneo PM, Cornelis MA. Computer-aided indirect bonding versus traditional direct bonding of orthodontic brackets: bonding time, immediate bonding failures, and cost-minimization. A randomized controlled trial. *Eur J Orthod.* 2020;43(2):144-51.
10. Hodge TM, Dhopatkar AA, Rock WP, Spary DJ. A randomized clinical trial comparing the accuracy of direct versus indirect bracket placement. *J Orthod.* 2004;31(2):132-7.
11. Li Y, Mei L, Wei J, Yan X, Zhang X, Zheng W, Li Y. Effectiveness, efficiency and adverse effects of using direct or indirect bonding technique in orthodontic patients: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):137.
12. Castilla AE, Crowe JJ, Moses JR, Wang M, Ferracane JL, Covell DA, Jr. Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod.* 2014;84(4):607-14.
13. Dörfer S, König M, Jost-Brinkmann P-G. Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Platzieren von Brackets. *Kieferorthopädie.* 2006;20:91-104.
14. Schmid J, Brenner D, Recheis W, Hofer-Picout P, Brenner M, Crismani AG. Transfer accuracy of two indirect bonding techniques-an in vitro study with 3D scanned models. *Eur J Orthod.* 2018;40(5):549-55.
15. Grünheid T, Lee MS, Larson BE. Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod.* 2016;86(3):468-74.

16. Nedwed V, Böhme A, Kossack K. Eine praxistaugliche Methode zur indirekten Bracketplatzierung. *Kieferorthopädie*. 2003;17(2):91-8.
17. Süpplé J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ. Accurate bracket placement with an indirect bonding method using digitally designed transfer models printed in different orientations—an in vitro study. *J Clin Med*. 2021;10(9):2002.
18. von Glasenapp J, Hofmann E, Süpplé J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ. Comparison of Two 3D-Printed Indirect Bonding (IDB) Tray Design Versions and Their Influence on the Transfer Accuracy. *J Clin Med*. 2022;11(5):1295.
19. Hoffmann L, Sabbagh H, Wichelhaus A, Kessler A. Bracket transfer accuracy with two different three-dimensional printed transfer trays vs silicone transfer trays. *Angle Orthod*. 2022.
20. Rosti F, Sfondrini MF, Bressani D, Vitale MC, Gandini P, Scribante A. Digital workflow for indirect bonding with 2D lingual brackets: a case report and procedure description. *Case Rep Dent*. 2019;2019:6936049.
21. Bachour PC, Klabunde R, Grünheid T. Transfer accuracy of 3D-printed trays for indirect bonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2022.
22. Xue C, Xu H, Guo Y, Xu L, Dhami Y, Wang H, Liu Z, Ma J, Bai D. Accurate bracket placement using a computer-aided design and computer-aided manufacturing-guided bonding device: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2020;157(2):269-77.
23. Duarte MEA, Gribel BF, Spitz A, Artese F, Miguel JAM. Reproducibility of digital indirect bonding technique using three-dimensional (3D) models and 3D-printed transfer trays. *Angle Orthod*. 2020;90(1):92-9.
24. Koch PJ, Albrecht M, Lin WC, Jost-Brinkmann PG. Accuracy of indirect bonding trays - a measurement algorithm. *Int J Comput Dent*. 2022;25(3):295-302.
25. Niu Y, Zeng Y, Zhang Z, Xu W, Xiao L. Comparison of the transfer accuracy of two digital indirect bonding trays for labial bracket bonding. *Angle Orthod*. 2020;91(1):67-73.
26. Jungbauer R, Breunig J, Schmid A, Hüfner M, Kerberger R, Rauch N, Proff P, Drescher D, Becker K. Transfer accuracy of two 3D printed trays for indirect bracket bonding—an in vitro pilot study. *Applied Sciences*. 2021;11(13):6013.
27. Shin SH, Lee KJ, Kim SJ, Yu HS, Kim KM, Hwang CJ, Cha JY. Accuracy of bracket position using thermoplastic and 3D-printed indirect bonding trays. *Int J Comput Dent*. 2021;24(2):133-45.
28. Pottier T, Brient A, Turpin YL, Chauvel B, Meuric V, Sorel O, Brezulier D. 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*. 2020;24(11):3889-97.

29. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry - state of the art. *Oper Dent.* 2020;45(1):30-40.
30. Akyalcin S, Rutkowski P, Arrigo M, Trotman CA, Kasper FK. Evaluation of current additive manufacturing systems for orthodontic 3-dimensional printing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2021;160(4):594-602.
31. Rashid AA, Koç M. Fused filament fabrication process: a review of numerical simulation techniques. *Polymers (Basel).* 2021;13(20).
32. Wang Y, Müller WD, Rumjahn A, Schmidt F, Schwitalla AD. Mechanical properties of fused filament fabricated PEEK for biomedical applications depending on additive manufacturing parameters. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;115:104250.
33. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(1):144-53.
34. Luo C, Liu Y, Peng B, Chen M, Liu Z, Li Z, Kuang H, Gong B, Li Z, Sun H. PEEK for oral applications: recent advances in mechanical and adhesive properties. *Polymers (Basel).* 2023;15(2).
35. Tsolakis IA, Gizani S, Panayi N, Antonopoulos G, Tsolakis AI. Three-dimensional printing technology in orthodontics for dental models: a systematic review. *Children (Basel).* 2022;9(8).
36. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-dimensionally printed full-arch dental models: a systematic review. *J Clin Med.* 2020;9(10).
37. Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(1):108-15.
38. Sachdeva RC. SureSmile technology in a patient--centered orthodontic practice. *J Clin Orthod.* 2001;35(4):245-53.
39. Müller-Hartwich R, Präger TM, Jost-Brinkmann P-G. SureSmile--CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires. *Int J Comput Dent.* 2007;10(1):53-62.
40. Hofmann EC, Süpple J, von Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ. Indirect bonding: an in-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray. *Angle Orthod.* 2022;92(6):728-37.
41. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175-91.

42. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods*. 2009;41(4):1149-60.
43. Casco JS, Vaden JL, Kokich VG, Damone J, James RD, Cangialosi TJ, Riolo ML, Owens SE, Jr., Bills ED. Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(5):589-99.
44. Arnold C, Monsees D, Hey J, Schweyen R. Surface quality of 3D-printed models as a function of various printing parameters. *Materials (Basel)*. 2019;12(12).
45. Graf S, Tarraf NE, Vasudavan S. Direct printed removable appliances: A new approach for the Twin-block appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2022;162(1):103-7.
46. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *J Prosthet Dent*. 2019;121(2):285-91.
47. Tartaglia GM, Mapelli A, Maspero C, Santaniello T, Serafin M, Farronato M, Caprioglio A. Direct 3D printing of clear orthodontic aligners: current state and future possibilities. *Materials* 2021;14(7):1799.
48. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater*. 2019;35(6):825-46.
49. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod*. 2018;88(3):363-9.
50. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017;151(6):1178-87.
51. Germane N, Bentley BE, Jr., Isaacson RJ. Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96(4):312-9.
52. Sabbagh H, Khazaei Y, Baumert U, Hoffmann L, Wichelhaus A, Janjic Rankovic M. Bracket Transfer Accuracy with the Indirect Bonding Technique-A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2022;11(9):2568.
53. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*. 2008;35(3):191-201; discussion 175.
54. Lee KY, Cho JW, Chang NY, Chae JM, Kang KH, Kim SC, Cho JH. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod*. 2015;45(5):217-25.
55. Tee YL, Tran P, Leary M, Pille P, Brandt M. 3D Printing of polymer composites with material jetting: Mechanical and fractographic analysis. *Additive Manufacturing*. 2020;36:101558.

56. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent.* 2021;109:103630.
57. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):468-75.
58. Unkovskiy A, Bui PH, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater.* 2018;34(12):e324-e33.
59. Möhlhenrich SC, Alexandridis C, Peters F, Kniha K, Modabber A, Danesh G, Fritz U. Three-dimensional evaluation of bracket placement accuracy and excess bonding adhesive depending on indirect bonding technique and bracket geometry: an in-vitro study. *Head Face Med.* 2020;16(1):17.
60. Mei L, Busscher HJ, van der Mei HC, Ren Y. Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dent Mater.* 2011;27(8):770-8.
61. Kim J, Chun YS, Kim M. Accuracy of bracket positions with a CAD/CAM indirect bonding system in posterior teeth with different cusp heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(2):298-307.
62. Sachdeva RC, Aranha SL, Egan ME, Gross HT, Sachdeva NS, Currier GF, Kadioglu O. Treatment time: SureSmile vs conventional. *Orthodontics (Chic).* 2012;13(1):72-85.
63. Siqueira R, Galli M, Chen Z, Mendonça G, Meirelles L, Wang HL, Chan HL. Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2021;25(12):6517-31.
64. Cunha T, Barbosa IDS, Palma KK. Orthodontic digital workflow: devices and clinical applications. *Dental Press J Orthod.* 2021;26(6):e21spe6.
65. Szilvsi-Nagy M, Mátyási G. Analysis of STL files. *Math Comput Model.* 2003;38(7-9):945-60.
66. Kang SJ, Kee YJ, Lee KC. Effect of the presence of orthodontic brackets on intraoral scans. *Angle Orthod.* 2021;91(1):98-104.
67. Kim YK, Kim SH, Choi TH, Yen EH, Zou B, Shin Y, Lee NK. Accuracy of intraoral scan images in full arch with orthodontic brackets: a retrospective in vivo study. *Clin Oral Investig.* 2021;25(8):4861-9.
68. Heo H, Kim M. The effects of orthodontic brackets on the time and accuracy of digital impression taking. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18(10):5282.
69. Amornvit P, Rokaya D, Sanohkan S. Comparison of accuracy of current ten intraoral scanners. *Biomed Res Int.* 2021;2021:2673040.

-
70. Dehurtevent M, Robberecht L, Béhin P. Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *J Prosthet Dent.* 2015;113(1):17-21.
 71. Koch PJ. Measuring the accuracy of a computer-aided design and computer-aided manufacturing-based indirect bonding tray. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;158(3):315.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Eva Hofmann, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: **Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Kleben mit einer neuartigen Übertragungsschiene auf CAD/CAM-Basis – eine In-vitro-Studie / Transfer accuracy of a novel CAD/CAM-based indirect bonding tray – an in-vitro study** selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

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

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

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

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

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

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an der erfolgten Publikation

Eva Hofmann hatte folgenden Anteil an der folgenden Publikation:

Publikation 1:

Hofmann EC, Süpplé J, von Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Indirect bonding: an in-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray.

Angle Orthod. 2022;92(6):728-37

Beitrag im Einzelnen:

Die Konzeption der vorgestellten Studie erfolgte durch Petra J. Koch im Rahmen einer Arbeitsgruppe und steht in engem Zusammenhang mit den Projekten von Julia De Geer und Julius von Glasenapp. Einleitend wurde die Literaturrecherche von Eva Hofmann selbstständig durchgeführt. Die Materialbeschaffung erfolgte durch Petra J. Koch, Julia De Geer und Eva Hofmann. Alle beschriebenen Versuche und die Überlagerungen wurden von Eva Hofmann durchgeführt. Das Protokoll der Analyse-Software wurde von Petra J. Koch entwickelt und zur Verfügung gestellt. Die anschließende statistische Auswertung der generierten Daten wurde, nach einer statistischen Beratung am Institut für Biometrie und Klinische Epidemiologie der Charité – Universitätsmedizin Berlin, ebenfalls von Eva Hofmann gemeinsam mit Petra J. Koch durchgeführt. Die Interpretation der statistischen Auswertung erfolgte dabei in enger Zusammenarbeit mit Petra J. Koch. Alle Abbildungen und Tabellen der Publikation (Abbildungen 1-5, Tabellen 1-5), sowie alle Abbildungen und Tabellen (Abbildungen 1-10, Tabellen 1-5) wurden ebenfalls von Eva Hofmann selbstständig erstellt. Die Publikation und der Manteltext wurden von Eva Hofmann selbst verfasst. Notwendige Korrekturen im Peer-Review-Verfahren wurden durch Eva Hofmann in Absprache mit Petra J. Koch vor der Veröffentlichung der Publikation umgesetzt. Jeder Arbeitsschritt wurde von Petra J. Koch und Prof. Dr. Paul-Georg Jost-Brinkmann betreut und korrigiert.

Unterschrift, Datum und Stempel des erstbetreuenden Hochschullehrers

Unterschrift der Doktorandin

Auszug aus der Journal Summary List

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2021** Selected Editions:
 SCIE,SSCI Selected Categories: **“DENTISTRY, ORAL SURGERY and
 MEDICINE”**

Selected Category Scheme: WoS
Gesamtanzahl: 92 Journale

Rank	Full Journal Titel	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfaktor Score
1	International Journal of Oral Science	3,367	24.897	0.00411
2	PERIODONTOLOGY 2000	8,169	12.239	0.00674
3	JOURNAL OF DENTAL RESEARCH	27,593	8.924	0.01570
4	JOURNAL OF CLINICAL PERIODONTOLOGY	20,683	7.478	0.01395
5	Japanese Dental Science Review	866	6.468	0.00096
6	ORAL ONCOLOGY	15,089	5.972	0.01498
7	DENTAL MATERIALS	20,219	5.687	0.01044
8	INTERNATIONAL ENDODONTIC JOURNAL	11,221	5.165	0.00675
9	Journal of Evidence- Based Dental Practice	1,018	5.100	0.00105
10	CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	16,138	5.021	0.00975
11	JOURNAL OF DENTISTRY	13,400	4.991	0.00903
12	JOURNAL OF PERIODONTOLOGY	20,201	4.494	0.00945
13	JOURNAL OF ENDODONTICS	23,781	4.422	0.01014

14	Journal of Prosthodontic Research	2,410	4.338	0.00322
15	JOURNAL OF ADHESIVE DENTISTRY	2,432	4.309	0.00183
16	Clinical Implant Dentistry and Related Research	5,654	4.259	0.00541
17	JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY	17,061	4.148	0.01003
18	Molecular Oral Microbiology	1,429	4.107	0.00145
19	ORAL DISEASES	8,287	4.068	0.00795
20	JOURNAL OF PERIODONTAL RESEARCH	6,072	3.946	0.00366
21	CARIES RESEARCH	5,148	3.918	0.00240
22	BMC Oral Health	7,109	3.747	0.00832
23	Journal of Dental Sciences	1,582	3.719	0.00107
24	International Journal of Oral Implantology	211	3.654	0.00046
25	Clinical Oral Investigations	12,821	3.606	0.01459
26	JOURNAL OF ORAL REHABILITATION	8,641	3.558	0.00532
27	JOURNAL OF ORAL PATHOLOGY & MEDICINE	6,587	3.539	0.00383
28	DENTOMAXILLOFACIAL RADIOLOGY	4,141	3.525	0.00254
29	Journal of Prosthodontics- Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry	4,604	3.485	0.00461
30	JOURNAL OF THE AMERICAN DENTAL ASSOCIATION	9,210	3.454	0.00452
31	DENTAL TRAUMATOLOGY	3,473	3.328	0.00167
32	International Journal of Paediatric Dentistry	3,599	3.264	0.00271

33	Progress in Orthodontics	1,482	3.247	0.00177
34	JOURNAL OF CRANIO-MAXILLOFACIAL SURGERY	9,027	3.192	0.00800
35	Journal of Applied Oral Science	3,492	3.144	0.00275
36	EUROPEAN JOURNAL OF ORTHODONTICS	6,422	3.131	0.00315
37	Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America	1,587	3.130	0.00153
38	Journal of Esthetic and Restorative Dentistry	2,507	3.040	0.00240
39	Implant Dentistry	2,744	3.000	0.00195
40	INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY	10,960	2.986	0.00795
41	International Journal of Implant Dentistry	939	2.984	0.00145
42	OPERATIVE DENTISTRY	4,988	2.937	0.00310
43	International Journal of Computerized Dentistry	731	2.923	0.00084
44	INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS	9,668	2.912	0.00513
45	Odontology	1,609	2.885	0.00169
46	Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal	4,224	2.883	0.00297
47	GERODONTOLOGY	2,510	2.750	0.00150
48	BRITISH DENTAL JOURNAL	8,461	2.727	0.00470
49	International Journal of Dental Hygiene	1,359	2.725	0.00109
50	AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS	18,098	2.711	0.00631
51	ANGLE ORTHODONTIST	9,073	2.684	0.00402
52	Brazilian Oral Research	3,475	2.674	0.00360

Druckexemplar der Publikation

Hofmann EC, Süpple J, von Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Indirect bonding: an in-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray.

Angle Orthod. 2022;92(6):728-37

*Original Article***Indirect bonding: an in-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray**Eva C. Hofmann^a; Julia Süpple^b; Julius von Glasenapp^b; Paul-Georg Jost-Brinkmann^c; Petra J. Koch^d**ABSTRACT**

Objectives: To investigate and compare transfer accuracy between a Polyjet printed indirect bonding (IDB) tray (SureSmile, Dentsply Sirona, Richardson, TX, USA) and a conventional two-layered silicone tray.

Materials and Methods: Plaster models of 24 patients were digitized with an intraoral scanner, and brackets and tubes were positioned virtually on the provider's homepage. IDB trays were designed over the planned attachments and Polyjet 3D-printed. For the conventional tray, brackets and tubes were bonded in their ideal positions manually before fabricating a two-layered silicone tray. For both trays, attachments were transferred indirectly to corresponding models. A second scan was performed of each bonded model to capture actual attachment positions, which were then compared to initial bracket positions using Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA). Linear and angular deviations were evaluated for each attachment within a clinically acceptable range of ≤ 0.2 mm and 1° . A descriptive statistical analysis and a mixed model were executed.

Results: Both trays showed highest accuracy in the orobuccal direction (99.5% for the 3D-printed tray and 100% for the conventional tray). For the 3D-printed tray, most frequent deviations were found for torque (15.4%) and, for the silicone tray, for rotation (1.9%). A significant difference was observed for angular measurements ($P = .004$) between the trays.

Conclusions: Transfer accuracy of Polyjet printed IDB tray is not as high as transfer accuracy of the conventional silicone tray, though both trays show good results and are suitable for clinical application. (*Angle Orthod.* 2022;92:728–737.)

KEY WORDS: Indirect bonding; Transfer accuracy; CAD/CAM; 3D printing; Polyjet printing technology; Digital orthodontics

INTRODUCTION

The Andrews straight wire technique requires ideal bracket and tube positioning to avoid undesired tooth movements.¹ Indirect bonding (IDB) is a procedure

offering a comfortable and more accurate placement of brackets and tubes.^{2,3} Initially, the intraoral surfaces of a patient need to be captured either by taking an impression or an intraoral scan, which then serves as a

^a Postgraduate Student, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, corporate member of Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Germany.

^b Employee Practitioner, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, corporate member of Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Germany.

^c Professor and Department Chair, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, corporate member of Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Germany.

^d Research Fellow, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, corporate member of Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Germany.

Corresponding author: Petra Julia Koch, DMD, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité – Universitätsmedizin Berlin, corporate member of Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Aßmannshäuser Str. 4-6, 14197 Berlin, Germany (e-mail: petra-julia.koch@charite.de)

Accepted: May 2022. Submitted: December 2021.

Published Online: July 14, 2022

© 2022 by The EH Angle Education and Research Foundation, Inc.

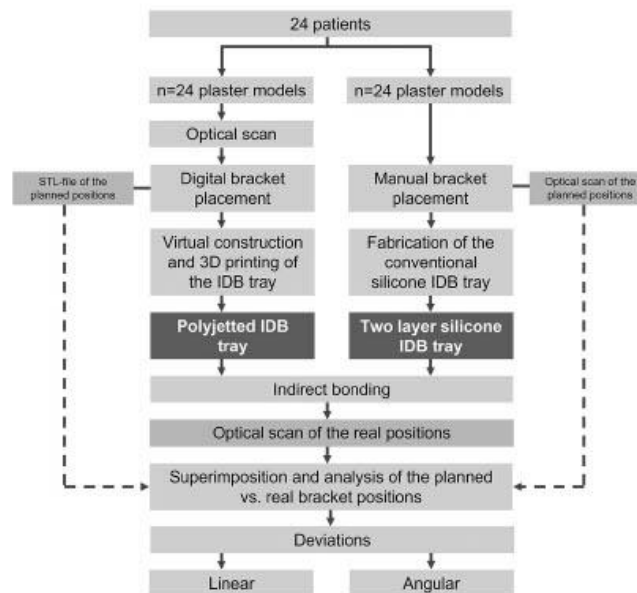


Figure 1. Method chart for investigated IDB trays.

basis for positioning brackets and tubes either conventionally or digitally. Next, a transfer tray is manufactured over the brackets, allowing the orthodontist to transfer all included brackets simultaneously into the patient's mouth. Advantages of this technique are shorter clinical chair time, unimpaired bracket placement in posterior regions, improved patient comfort, and the possibility to delegate parts of the bonding procedure.^{3,4} However, Czolgosz et al.⁵ described disadvantages for IDB such as a longer workflow caused by an additional appointment and extra laboratory work along with higher costs for materials and salary for the technician. Previous studies on the transfer accuracy of IDB mostly investigated polysiloxane trays and showed good overall clinical results,⁶⁻⁹ albeit differences in tray design.¹⁰ Recently, computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM)-based technologies and the increasing application of rapid prototyping in orthodontics provide new options for tray design and material selection in a digital workflow.¹¹⁻¹⁵ Studies on the transfer accuracy of CAD/CAM-based and 3D-printed IDB trays show at least equally good results as conventional IDB trays and assume fewer laboratory errors and good reproducibility.¹¹⁻¹³ In these studies, mostly Stereolithography (SLA) or Digital Light Processing (DLP) printing technology were used to build the IDB trays. Comparing available printing technologies in the field of

orthodontics, Polyjet printing is the most accurate method in additive manufacturing.¹⁶⁻²⁰ So far, it was not applied to IDB. The aim of this study was to analyze the transfer accuracy of a 3D-printed IDB tray (SureSmile, Dentsply Sirona, Richardson, TX, USA) which was fabricated using Polyjet 3D printing technology and to compare it to a conventional two-layered silicone IDB tray (Figure 1).

MATERIALS AND METHODS

A sample size calculation was conducted (power: 80%; $\alpha = 2.5\%$; medium size effect [Cohen's $d = 0.667$]) for a paired t -test and determined a minimum of 24 patients was required. No ethical approval was needed to conduct this study.

3D-Printed Tray

Plaster models of 24 patients with full permanent dentition including the second molars and different malocclusions were digitized using a TRIOS 3W (3Shape, Copenhagen, Denmark) optical scanner and exported as STL-files. For each patient, a new case file was created on the SureSmile Advanced treatment simulation and planning homepage to which STL-files were uploaded. Digital diagnostic models were received to simulate the attachment placement. For this, a bracket or tube (discovery smart/pearl,

Downloaded from <http://meridian.sagepub.com/nage-ortho-dentist/article-pd1529/672/3313462911945-7103-92-d-728.pdf> by guest on 24 May 2023

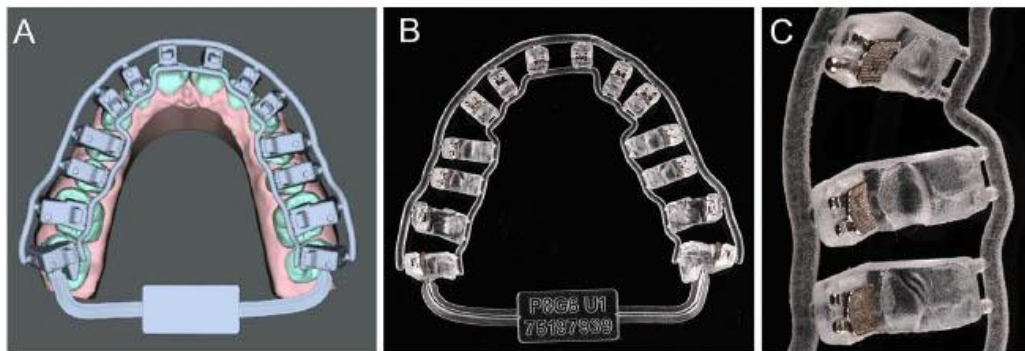


Figure 2. 3D-printed IDB tray: (A) simulation on the SureSmile Advanced Homepage, (B) actual unsegmented indirect bonding tray, (C) side view.

Ortho-Cast M-Series [0.018 inch; Roth prescription], Dentaurem, Ispringen, Germany) was chosen from a bracket library for each tooth, and all virtual attachments were placed on the buccal surfaces using FA-point as a reference and, if needed, individually adjusted. Subsequently, an IDB tray was virtually designed over each dental arch based on the set attachment positions. The design included transfer caps for each tooth, which laid upon the occlusal relief and held the attachments in place on the buccal surface by retentively filling out the bracket slot and additionally holding it in a mesiodistal direction and from the occlusal side. The transfer caps were connected to the adjacent teeth by a buccal and an

oral connector including intended breaking points (Figures 2 and 3). Finally, all IDB trays were ordered and 3D-printed by SureSmile using an Objet Eden500V 3D Polyjet printer (Stratasys, Eden Prairie, MN, USA). For later comparison, STL-files of the dental arches and their virtually planned bracket and tube positions were exported from the homepage.

Conventional Silicone Tray

Plaster models of the same set of patients were isolated (separating medium 162-800-00, Dentaurem) and bonded with the same brackets and tubes in their intended positions on the buccal surface. Subsequently, an intraoral scan was performed to capture the ideal

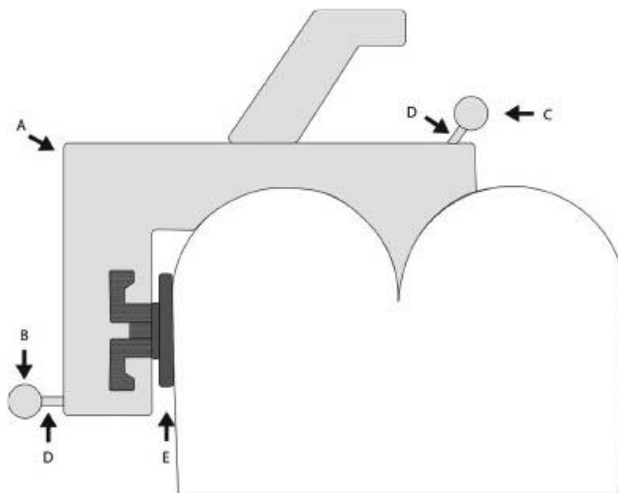


Figure 3. Profile scheme of the 3D-printed tray: (A) transfer cap, (B) buccal connecting link, (C) oral connecting link, (D) intended breaking points, (E) bracket base.

COMPARISON OF A 3D-PRINTED VS A SILICONE IDB TRAY

731



Figure 4. Conventional two-layered silicone IDB tray.

bracket positions in a STL-file. The conventional IDB tray was fabricated according to Nedwed et al.²¹ (Figure 4). For this, Memosil 2 (Kulzer, Hanau, Germany) was extruded in one line on the buccal surface of the teeth fully covering all attachments. Then, Futar D (Kettenbach, Eschenburg, Germany)

was applied on top of the Memosil line as occlusal support. Both materials were smoothed manually and all gingival bracket wings and hooks were cut free using a scalpel. Finally, a vertical incision was made in the center of each attachment to avoid debonding later during tray removal. Then, the plaster models with the silicone tray were placed in water for 10 minutes to separate the tray and its brackets from the model.

In-Vitro Bracket Transfer

After receiving the 3D-printed IDB trays, all attachments were placed into the respective transfer caps. For the silicone trays, the brackets and tubes were already integrated so no manual placement was needed. All attachment bases were cleaned with acetone and coated with Transbond XT (3M Unitek Deutschland, Neuss, Germany). To prevent early polymerization, the trays were put in a black storage box. To simulate the indirect bonding procedure, another set of plaster models was fabricated. Then, isopropanol was used to clean the teeth of the plaster models and Transbond XT Primer (3M Unitek Deutschland) was applied to the expected positions on the buccal surface. Then, all brackets and tubes were transferred using the 3D-printed and the silicone tray, respectively. Composite residue was removed with a dental probe and the composite-filled gap between the attachment and the tooth surface of the plaster model was light cured in high power mode at 1400 mW/cm² (VALO LED, Ultradent Products, South Jordan, UT,



Figure 5. Clinical workflow of the 3D-printed tray: (A) cleaned surface with applied Transbond XT Primer, (B) transfer process, (C) and (D) removal of the tray, (E) transferred brackets.

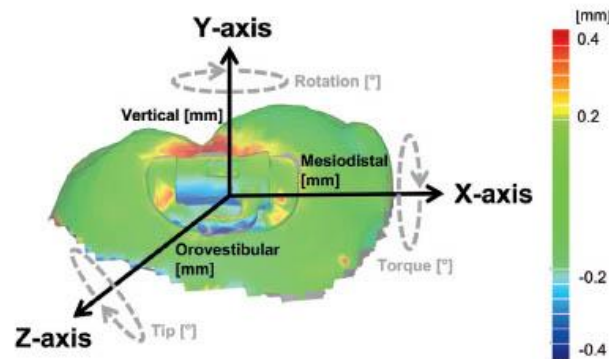


Figure 6. Superimposition of the planned and the actual bracket position on the surface of a molar. The spectrum of deviations is color coded as contrast to the ideal green bracket position.

USA) for 10 seconds from all accessible directions while holding the IDB tray in place with finger pressure. Removal of the 3D-printed IDB tray was executed by breaking the oral connectors at the intended breaking points using a dental scaler and carefully pulling the tray off to the buccal, cap by cap. The silicone tray was removed in total by lifting the elastic silicone wings adjacent to the vertical incision for every attachment and pulling it over every bracket wing and tube with a scaler. After removal, each attachment was light cured again for 10 seconds from the occlusal surface (Figure 5). Finally, the actual bracket and tube positions were captured for both trays with another intraoral scan using scanning powder (METAL-POWDER Dry Blue, R-dental Dentalerzeugnisse, Hamburg, Germany) applied to the reflecting metal surfaces of the brackets in advance.

Superimposition

The STL-files from the test and reference models were imported to Geomagic Control (3D Systems, Rock Hill, SC, USA) to calculate the deviations of the planned and the actual bracket and tube positions for each IDB tray and patient. For this, the corresponding tooth surfaces from the test and reference models were superimposed using a scripted local best-fit alignment as previously described by Koch et al.²² The attachment deviations were described in three linear (mesiodistal,

vertical, orobuccal) and three angular (torque, rotation, tip) directions (Figure 6).

Statistical Analysis

Statistical analysis was executed with SPSS (Version 27.0, IBM, Armonk, NY, USA), calculating means and standard deviations for each tooth group (incisors, canines, premolars, molars) and each tray type. Linear deviations of ≤ 0.2 mm and angular differences of $\leq 1^\circ$ were defined as clinically acceptable according to the set limitations by the American Board of Orthodontics²³ and others.^{7,24} A mixed-model analysis was performed to compare the transfer accuracy of both IDB trays.

RESULTS

Tables 1 and 2 show the transfer accuracies of the 3D-printed and the conventional silicone trays as means and standard deviations. For the 3D-printed IDB tray, the most accurate bracket placements for linear measurements were found in the orobuccal direction (99.5% within the set limits) and for angular measurements for tip (93.3%) (Figure 7). The most frequent deviations were found in the vertical direction (5.2%) and for torque (15.4%), with the highest deviations in the vertical direction of 0.10 ± 0.08 mm and for torque of $0.78 \pm 0.60^\circ$. For the Polyjet printed IDB tray in general, placement of incisor brackets showed a higher transfer accuracy than molar tubes.

Table 1. Means and Standard Deviations of Transfer Errors With 3D-Printed IDB Tray (Absolute Values)

Tooth Type	n*	Mesiodistal (mm)	Vertical (mm)	Orobuccal (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Incisors	188	0.04 ± 0.04	0.06 ± 0.04	0.02 ± 0.01	0.38 ± 0.29	0.49 ± 0.46	0.45 ± 0.50
Canines	96	0.06 ± 0.07	0.07 ± 0.06	0.02 ± 0.02	0.47 ± 0.40	0.65 ± 0.81	0.52 ± 0.45
Premolars	189	0.06 ± 0.05	0.07 ± 0.06	0.02 ± 0.05	0.60 ± 0.53	0.56 ± 0.52	0.48 ± 0.41
Molars	182	0.06 ± 0.05	0.10 ± 0.08	0.02 ± 0.03	0.78 ± 0.60	0.50 ± 0.48	0.25 ± 0.33

* n indicates number of brackets used for analysis.

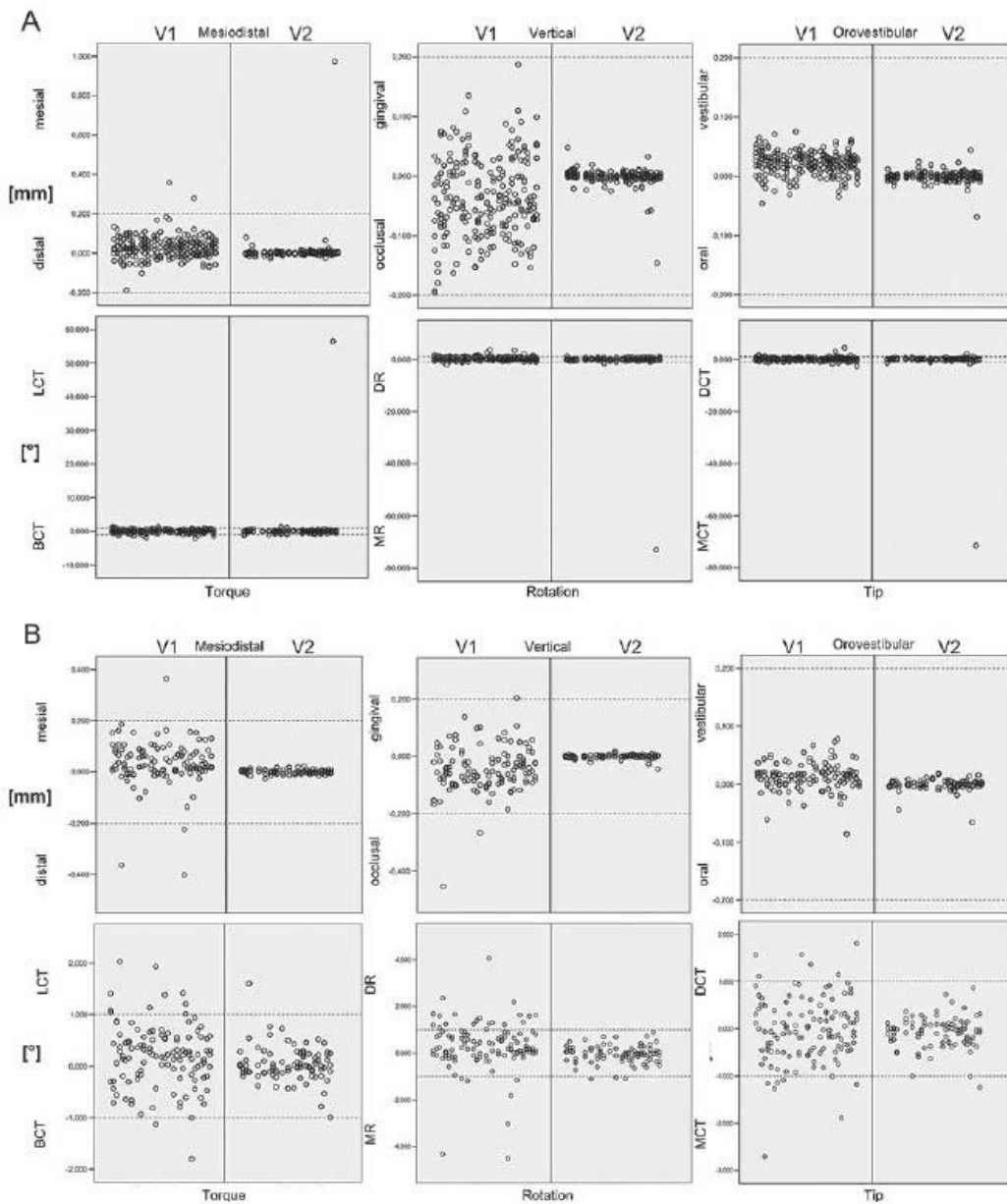


Figure 7. Scatter plots of deviations (absolute values) for each bracket and each direction for both investigated trays (V1=3D-printed IDB tray, V2 = conventional silicone IDB tray). Lines mark the clinically acceptable range. (A) incisors, (B) canines, (C) premolars, (D) molars. BCT indicates buccal crown torque; DCT, distal crown tip; DR, distorotation; LCT, lingual crown torque; MCT, mesial crown tip; MR, mesiorotation.

Downloaded from <http://meridian.allenpublishing.com/ortho/article-pdf/92/6/727/313462811945-71-03-92-6-728.pdf> by guest on 24 May 2023

734

HOFMANN, SÜPPLÉ, GLASENAPP, JOST-BRINKMANN, KOCH

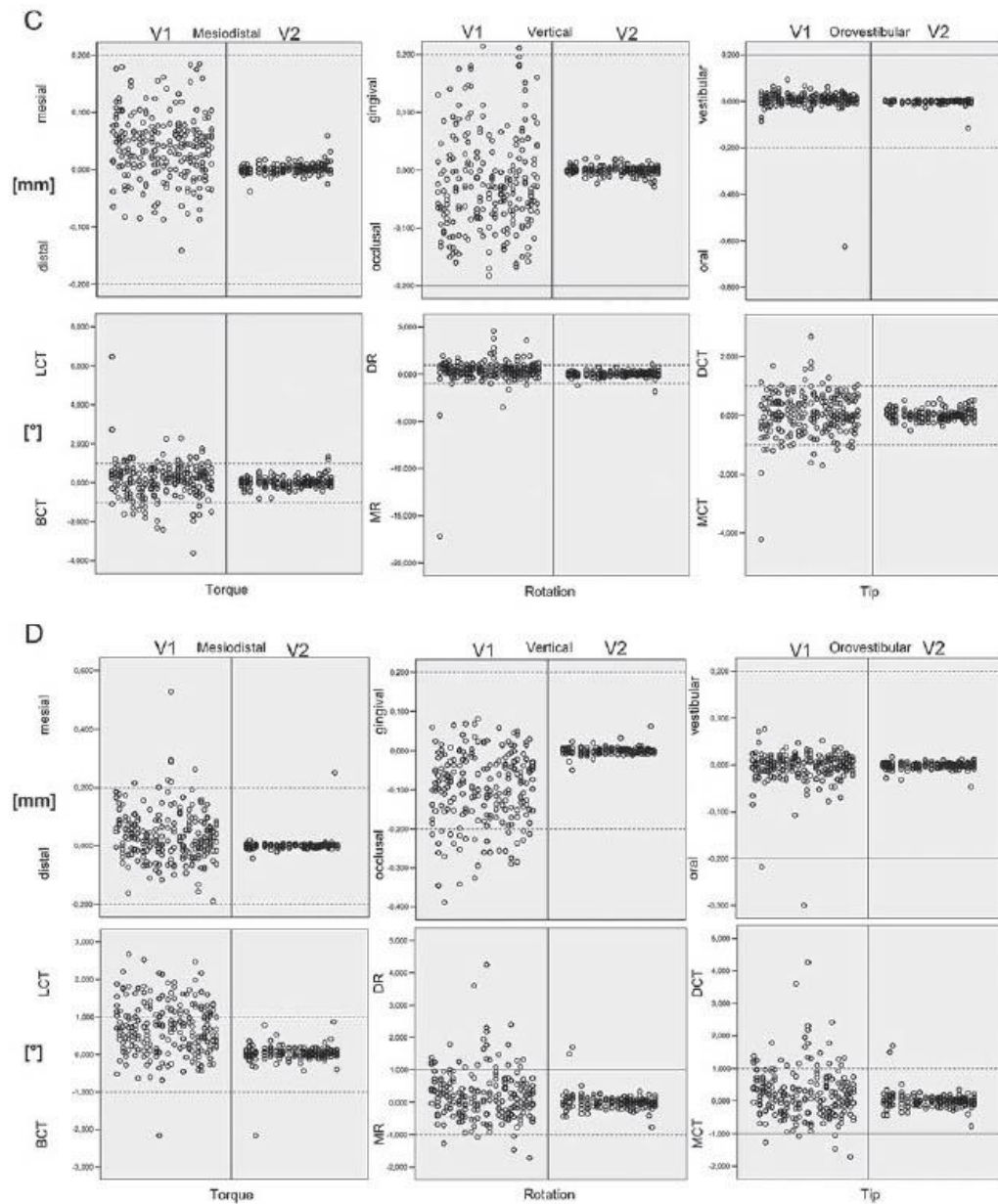


Figure 7. Continued.

Table 2. Means and Standard Deviations of Transfer Errors With Conventional Silicone IDB Tray (Absolute Values)

Tooth Type	n*	Mesiodistal (mm)	Vertical (mm)	Orobuccal (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Incisors	185	0.01 ± 0.07	0.006 ± 0.13	0.005 ± 0.007	0.53 ± 4.14	0.67 ± 5.35	0.58 ± 5.23
Canines	93	0.006 ± 0.006	0.005 ± 0.006	0.006 ± 0.009	0.21 ± 0.25	0.26 ± 0.25	0.23 ± 0.24
Premolars	181	0.005 ± 0.007	0.005 ± 0.005	0.004 ± 0.01	0.17 ± 0.19	0.17 ± 0.22	0.13 ± 0.13
Molars	174	0.006 ± 0.02	0.005 ± 0.007	0.004 ± 0.005	0.11 ± 0.20	0.13 ± 0.19	0.14 ± 0.16

* n indicates number of brackets used for analysis.

For the conventional silicone IDB tray, the best results for linear measurements were found in the orobuccal and vertical direction (100% within the set limits) and, for angular measurements, for torque (98.7%). The most frequent transfer errors occurred in the mesiodistal direction (0.3%) and for rotation (1.9%), with the highest deviations of 0.01 ± 0.07 mm in the mesiodistal direction and 0.67 ± 5.35° for rotation. Incisors and canines were most frequently affected by transfer errors. A possible bias for each direction was investigated for both IDB trays and is shown in Tables 3 and 4. A significant difference was observed for all angular measurements ($P = .004$) between the two trays, but not for linear measurements ($P = .57$) (Table 5). In the mixed-model calculation, no significance was found for the interactions between trays and tooth groups.

DISCUSSION

Of all 672 attachments, 655 were successfully transferred using the 3D-printed IDB tray and 633 using the conventional silicone tray. This difference was due to bracket debonding during tray removal. Similar to the findings of Dörfer et al.⁶ and Schmid et al.⁷, and taking into account the differences in tray material, design and fabrication method, the most frequent linear deviations for the 3D-printed IDB tray were found in the vertical dimension toward the occlusal. Inaccuracies in the vertical dimension seem to be a common problem in additive manufacturing.^{16,17,19} The 3D-printed IDB tray investigated was manufactured using Polyjet 3D printing technology, which allows the fabrication of objects consisting of multiple materials in a single process and is comparable to conventional ink printing. Printer heads jet

photosensitive polymer resin droplets onto a build platform and cure them by immediate application of UV light, layer by layer, until an object is built. Tee et al.²⁵ found that Polyjet printed objects with feature sizes below 500 µm do not reach the designated vertical dimension. In the current study, the 3D-printed IDB tray showed very filigreed areas, especially the transfer caps that hold the attachments in place. The smaller these structures got toward the tips that filled the bracket slots, the more they were prone to imprecisions due to rounded and undersized surface edges, which can cause deviations, especially in the vertical dimension and in torque. Another potential source of error can occur during post-processing, when the gel-like resin, which is used as support material, is washed off. If this process is not done strictly according to the manufacturer's instructions and invisible remains of resin stay on the surface, they represent an uneven surplus on the tray and can be responsible for further deviations depending on their localization. The two-layered silicone tray investigated in the current study reached 100% clinical acceptance for the vertical and the orobuccal dimension. Consequently, the application of two different silicones differing in their elastic properties seemed more accurate than the use of one single-tray material. As an A-silicone and with a Shore-A-Hardness of 72, Memosil 2 is holding the attachments in their intended position and at the same time allowed an easy removal and low debonding rate when an additional vertical incision was added. On the other hand, Futar D as an A-silicone with a Shore-D-Hardness of 42, enabled stability in all dimensions and guidance during the bracket transfer.²¹ Indeed, the most frequent deviations using the silicone tray were

Table 3. Prevalence of Bracket Transfer Errors and Their Directional Bias With 3D-Printed IDB Tray (in %)*

Tooth Type	Dimensions											
	Mesiodistal (%)		Vertical (%)		Orobuccal (%)		Torque (%)		Rotation (%)		Tip (%)	
	Distal	Mesial	Occlusal	Gingival	Oral	Buccal	BCT	LCT	MR	DR	MCT	DCT
Incisors	0	0.5	0	0	0	0	2.1	2.1	1.6	7.4	2.7	4.3
Canines	3.1	0	2.1	1.0	0	0	2.1	6.3	6.3	15.6	7.3	3.1
Premolars	0.5	0	0.5	2.1	0.5	0	7.4	9.0	2.1	12.7	3.7	4.8
Molars	0	2.2	14.3	0	1.1	0	0.5	29.1	2.7	8.2	2.2	0.5
Total	0.6	0.8	4.4	0.8	0.5	0	3.2	12.2	2.7	10.4	3.5	3.2

* BCT indicates buccal crown torque; DCT, distal crown tip; DR, distorotation; LCT, lingual crown torque; MCT, mesial crown tip; MR, mesiorotation.

Table 4. Prevalence of Bracket Transfer Errors and Their Directional Bias With Conventional IDB Silicone Tray (in %)*

Tooth Type	Dimensions											
	Mesiodistal (%)		Vertical (%)		Orobuccal (%)		Torque (%)		Rotation (%)		Tip (%)	
	Distal	Mesial	Occlusal	Gingival	Oral	Buccal	BCT	LCT	MR	DR	MCT	DCT
Incisors	0	0.5	0	0	0	0	0.5	1.6	1.1	1.1	2.2	1.1
Canines	0	0	0	0	0	0	0	1.1	3.2	0	2.2	0
Premolars	0	0	0	0	0	0	0	1.1	1.1	0.6	0	0
Molars	0	0.6	0	0	0	0	0.6	0	0	1.1	0	1.1
Total	0	0.3	0	0	0	0	0.3	0.9	1.1	0.8	0.9	0.6

* BCT indicates buccal crown torque; DCT, distal crown tip; DR, distorotation; LCT, lingual crown torque; MCT, mesial crown tip; MR, mesiorotation.

found in the mesiodistal direction and for rotation, particularly for canines. An explanation may be the uneven contact of the bracket base on the curved tooth surface and the resulting rotation around the buccal crest depending on the exact location of the finger pressure applied during the curing process and the flexibility of the tray material.²²

Since the 3D-printed tray is of hard consistency and does not have defined areas of different elastic properties as suggested by Jungbauer et al.,¹⁴ the compromise flexibility is implemented in the tray design with its optional segmentation along the breaking points. This leads to stress reduction in the tray itself during removal and, therefore, helps to avoid attachment debonding. Yet, regarding the high clinical acceptance of the conventional two-layered tray, better transfer results with Polyjet 3D-printed trays may be achieved using more materials of different elastic properties and an adapted tray design. However, further studies are needed.

A limitation to the current study may be inaccuracies caused by the multiple approximations of the real object's surfaces in a digital workflow starting with distortions caused during the intraoral scan,^{26,27} the subsequent conversion into STL-files,²⁸ followed by inaccuracies before and during rapid prototyping. These are dependent on the slicer software, the resolution of the printer, printing orientation, support configuration, and the post-printing procedure.^{24,29} Additionally, all IDB trays can be subject to the risk of human error by too much finger pressure or excessive

composite application, which, if not removed before light curing, may lead to further distortions. Still, different results may be achieved under in-vivo conditions. Despite the advantages of a digital workflow, the conventional silicone tray yielded slightly better results in all dimensions. Further improvements of the 3D-printed IDB tray need to be investigated, such as the combination of multiple materials with different elastic properties when using Polyjet printing technology and an adapted tray design according to the chosen materials.

CONCLUSIONS

- The 3D-printed and the conventional tray are more accurate in the linear dimension than in the angular dimension. A significant difference between the trays for angular measurements was observed.
- Anterior teeth showed fewer transfer errors than posterior teeth using the 3D-printed tray. For the silicone tray, incisors were more frequently affected by transfer errors, followed by canines.

REFERENCES

1. Andrews LF. The straight-wire appliance. *Br J Orthod.* 1979; 6(3):125–143.
2. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod.* 1972;62(3):236–244.
3. Aguirre MJ, King GJ, Waldron JM. Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques. *Am J Orthod.* 1982;82(4):269–276.
4. Kalange JT. Indirect bonding: a comprehensive review of the advantages. *World J Orthod.* 2004;5(4):301–307.
5. Czolgosz I, Cattaneo PM, Cornelis MA. Computer-aided indirect bonding versus traditional direct bonding of orthodontic brackets: bonding time, immediate bonding failures, and cost-minimization. A randomized controlled trial. *Eur J Orthod.* 2020;43(2):144–151.
6. Dörfer S, König M, Jost-Brinkmann P-G. Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Platzieren von Brackets. *Kieferorthopädie.* 2006;20:91–104. [in German]

Table 5. P Values Calculated Using a Mixed Model to Detect Whether One Factor or an Interaction of Two Factors Significantly Influenced the Bracket Positions for Linear (mm) and Angular (°) Measurements

Factor(s)	P Values (mm)	P Values (°)
Tray versions ^a	.577	.004*
Tray versions x tooth groups ^b	.098	.794

^a 3D-printed tray and conventional silicone.
^b Interaction (x) between two factors on linear and angular measurements.
 * P < .05 indicates statistical significance.

7. Schmid J, Brenner D, Recheis W, Hofer-Picout P, Brenner M, Crismani AG. Transfer accuracy of two indirect bonding techniques - an in vitro study with 3D scanned models. *Eur J Orthod.* 2018;40(5):549–555.
8. Castilla AE, Crowe JJ, Moses JR, Wang M, Ferracane JL, Coveill DA Jr. Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod.* 2014;84(4):607–614.
9. Grünheid T, Lee MS, Larson BE. Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod.* 2016; 86(3):468–474.
10. Möhlhenrich SC, Alexandridis C, Peters F, et al. Three-dimensional evaluation of bracket placement accuracy and excess bonding adhesive depending on indirect bonding technique and bracket geometry: an in-vitro study. *Head Face Med.* 2020;16(1):17.
11. Kim J, Chun YS, Kim M. Accuracy of bracket positions with a CAD/CAM indirect bonding system in posterior teeth with different cusp heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(2):298–307.
12. Xue C, Xu H, Guo Y, et al. Accurate bracket placement using a computer-aided design and computer-aided manufacturing-guided bonding device: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;157(2):269–277.
13. Niu Y, Zeng Y, Zhang Z, Xu W, Xiao L. Comparison of the transfer accuracy of two digital indirect bonding trays for labial bracket bonding. *Angle Orthod.* 2020;91(1):67–73.
14. Jungbauer R, Breunig J, Schmid A, et al. Transfer accuracy of two 3D printed trays for indirect bracket bonding—an in vitro pilot study. *Appl Sci.* 2021;11(13):6013.
15. Duarte MEA, Gribel BF, Spitz A, Artese F, Miguel JAM. Reproducibility of digital indirect bonding technique using three-dimensional (3D) models and 3D-printed transfer trays. *Angle Orthod.* 2020;90(1):92–99.
16. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: a comparative study. *Angle Orthod.* 2018; 88(3):363–369.
17. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(1):144–153.
18. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;151(6):1178–1187.
19. Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(1):108–115.
20. Akyalcin S, Rutkowski P, Arrigo M, Trotman CA, Kasper FK. Evaluation of current additive manufacturing systems for orthodontic 3-dimensional printing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2021;160(4):594–602.
21. Nedwed V, Böhme A, Kossack K. Eine praxistaugliche Methode zur indirekten Bracketplatzierung. *Kieferorthopädie.* 2003;17(2):91–98. [in German]
22. Koch PJ, Albrecht M, Lin WC, Jost-Brinkmann P-G. Accuracy of indirect bonding trays – a measurement algorithm. *Int J Comput Dent.* 2022;24(0):0.doi: 10.3290/j.ijcd.b2599775. Online ahead of print.
23. Casco JS, Vaden JL, Kokich VG, et al. Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. American Board of Orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(5):589–599.
24. Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ. Accurate bracket placement with an indirect bonding method using digitally designed transfer models printed in different orientations - an in vitro study. *J Clin Med.* 2021;10(9):2002.
25. Tee YL, Tran P, Leary M, Pille P, Brandt M. 3D Printing of polymer composites with material jetting: mechanical and fractographic analysis. *Addit Manuf.* 2020;36:101558.
26. Hack G, Patzelt S. Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation. *ADA Prof Prod Rev.* 2015;10(4):1–5.
27. Kim YK, Kim SH, Choi TH, et al. Accuracy of intraoral scan images in full arch with orthodontic brackets: a retrospective in vivo study. *Clin Oral Investig.* 2021;25:4861–4869.
28. Szilvsi-Nagy M, Mátyási G. Analysis of STL files. *Math Comput Model.* 2003;38(7-9):945–960.
29. Unkovskiy A, Bui PH, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater.* 2018; 34(12):e324–e333.

Lebenslauf

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

Wissenschaftliche Tätigkeiten

Publikationen

Hofmann EC, Süpple J, von Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Indirect Bonding: An In-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray.

Angle Orthodontist. 2022;92(6):728-37.

Impact Factor: 2.684

von Glasenapp J, Hofmann E, Süpple J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Comparison of two 3D printed indirect bonding (IDB) tray design versions and their influence on the transfer accuracy

Journal of Clinical Medicine. 2022;11(5):1295.

Impact Factor: 4.242

Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Accurate bracket placement with an indirect bonding method using digitally designed transfer models printed in different orientations – an in vitro study.

Journal of Clinical Medicine. 2021;10(9):2002.

Impact Factor: 4.242

Vorträge

Hofmann E, Süpple J, von Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Genauigkeit der SureSmile IDB-Übertragungsschiene beim indirekten Kleben.

Update KFO der Abteilung für Kieferorthopädie und Orthodontie

Charité – Universitätsmedizin Berlin,

14.01.2022, Berlin

von Glasenapp J, Hofmann E, Süpple J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Indirektes Kleben mit 3-D-gedruckten Übertragungsschienen: Hat das Design Einfluss auf die Genauigkeit?

Update KFO der Abteilung für Kieferorthopädie und Orthodontie

Charité – Universitätsmedizin Berlin,

14.01.2022, Berlin

Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jankowski S, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Konventionell trifft digital: Indirektes Kleben mit 3-D-gedruckten Bracket-Transfermodellen.

Update KFO der Abteilung für Kieferorthopädie und Orthodontie

Charité – Universitätsmedizin Berlin,

14.01.2022, Berlin

Hofmann E, Koch PJ

Indirektes Kleben: Vergleich einer 3D gedruckten mit einer konventionellen Übertragungsschiene-eine in-vitro Studie.

24. DGZMK/BZÄK/Dentsply Sirona Förderpreis

16.10.2021, Online

Hofmann E, Süpple J, von Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Genauigkeit der SureSmile® IDB-Übertragungsschiene (Dentsply Sirona) beim indirekten Kleben in einem digitalen Workflow.

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
22.-25.09.2021, Wiesbaden

Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jankowski S, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Genauigkeit von Übertragungsschienen für Brackets auf der Basis von 3-D-gedruckten Modellen mit integrierten Platzierungsrahmen.

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
23.09.2021, Wiesbaden

Jankowski S, Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Einfluss einer vestibulären Multibracketapparatur auf die Qualität von Intraoralscans – eine vergleichende, klinische Studie.

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
22.-25.09.2021, Wiesbaden

Poster

Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jankowski S, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Einfluss der Ausrichtung von 3-D-gedruckten Modellen auf der Bauplattform auf die Genauigkeit von konventionellen IDB-Trays.

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
22.-25.09.2021, Wiesbaden

von Glasenapp J, Süpple J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Einfluss des Designs von zwei 3-D-gedruckten Übertragungsschienen auf die Genauigkeit beim indirekten Kleben.

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
22.-25.09.2021, Wiesbaden

Jankowski S, Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Die Lernkurve beim intraoralen Scannen und der Einfluss von Erfahrung – eine vergleichende, klinische Studie.

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
22.-25.09.2021, Wiesbaden

Jankowski S, Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Einfluss der Tageszeit auf die Qualität von Intraoralscans – eine vergleichende, klinische Studie mit Studierenden.

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
22.-25.09.2021, Wiesbaden

Hofmann E, Süpple J, Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

Indirect bonding: Comparison of a digitally planned three-dimensional printed versus a conventional silicone tray.

European Orthodontic Society, 2021 Annual Virtual Conference 02.-03.07.2021, Online

Koch PJ, Kux B, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G.

Interdisciplinary treatment of a patient with Goldhar syndrome, facial cleft and impacted canines. A patient report over a treatment duration of 18 years.

European Orthodontic Society, 2021 Annual Virtual Conference 02.-03.07.2021, Online

Danksagung

Zuerst gilt mein Dank Prof. Dr. Paul-Georg Jost-Brinkmann für die Überlassung der wissenschaftlichen Arbeit, das allzeit konstruktive Feedback und die vielen zielführenden Ratschläge.

Ganz besonders möchte ich mich bei Petra Julia Koch für das entgegengebrachte Vertrauen und die Unterstützung in jeder Phase des Projekts bedanken. Ohne ihre fachkompetente und freundschaftliche Betreuung wäre die Umsetzung dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

Julia De Geer und Julius von Glasenapp danke ich für die kollegiale Zusammenarbeit und Motivation innerhalb unserer Arbeitsgruppe.

Abschließend danke ich meiner Familie für ihren bedingungslosen Rückhalt und ihre liebevolle Unterstützung – nicht nur während meiner Ausbildung.