

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Übertragungsgenauigkeit von Schienen für das indirekte Kleben
von Brackets auf Basis von 3-D-gedruckten Transfermodellen

Transfer accuracy of indirect bonding trays for brackets based
on 3D printed transfer models

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Julia De Geer, geb. Süpple
aus Lutherstadt Wittenberg

Datum der Promotion: 30.11.2023

Inhaltsverzeichnis

Tabellenverzeichnis	iii
Abbildungsverzeichnis	iv
Abkürzungsverzeichnis	v
Zusammenfassung	1
Abstract	3
1 Einleitung	5
1.1 Direkte und indirekte Klebetechnik	5
1.2 Konventionell und digital hergestellte Übertragungsschienen	6
1.3 Parameter bei digitalen Workflows	7
1.4 Zielsetzung	8
2 Methodik und Materialien	10
2.1 Virtuelle Planung	10
2.2 Drucken der Bracket-Transfermodelle	12
2.3 Herstellen der druckgeformten Schienen	14
2.4 Indirektes Kleben	16
2.5 Überlagerung der Bracketpositionen	16
2.6 Statistische Auswertung	17
3 Ergebnisse	18
4 Diskussion	22
4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse	22
4.2 Interpretation der Ergebnisse und Einbettung in den bisherigen Forschungsstand	23

4.2.1	3-D-Drucktechnologie	23
4.2.2	Parameter beim 3-D-Druck	24
4.2.3	Gestaltung der Schiene	26
4.2.4	Indirektes Kleben	28
4.3	Stärken und Schwächen der Studie	32
4.3.1	Studiendesign und In-vitro-Versuch	32
4.3.2	Auswertung der Übertragungsgenauigkeit	33
4.4	Implikationen für zukünftige Forschung und die Praxis	34
5	Schlussfolgerungen	36
6	Literaturverzeichnis	37
	Eidesstattliche Versicherung	43
	Anteilerklärung an der erfolgten Publikation	44
	Auszug aus der Journal Summary List	45
	Publikation	47
	Lebenslauf	61
	Publikationen / Vorträge / Poster	62
	Danksagung	65

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gemischtes Modell: Feste Effekte für die linearen und angularen Dimensionen.	19
Tabelle 2: Unterschiede zwischen geplanter und erzielter Bracketposition für die Zahngruppen.	20
Tabelle 3: Unterschied zwischen geplanter und erzielter Bracketposition für die Gruppen (H,V).	20
Tabelle 4: Abweichungen außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs ($\pm 0,2$ mm, $\pm 1^\circ$).	21
Tabelle 5: Abweichungen außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs für die Gruppen (H,V).	21

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht über den Ablauf der Versuche.	9
Abbildung 2: Darstellung eines Patientenmodells in der Software OnyxCeph ³ ™(Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) nach Verwendung des FA-Bonding Moduls und Kylix-3-D Moduls.	11
Abbildung 3: Parameter für die Bracket-Transferrahmen im OnyxCeph ³ ™ Kylix-3-D Modul.....	12
Abbildung 4: Transfermodelle in zwei verschiedenen Angulationen auf der Bauplatzform.	13
Abbildung 5: Herstellen der druckgeformten Übertragungsschienen mit den 3-D-gedruckten Transfermodellen.	15
Abbildung 6: Ergebnisdarstellung einer fertigen Analyse in der Software Geomagic Control® (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) für Zahn 13 eines Patienten.....	17
Abbildung 7: Testen der Passung einer fertigen Übertragungsschiene auf dem Gipsmodell vor dem indirekten Kleben der Attachments.	30
Abbildung 8: Komposit-Überschüsse in Form der Bracket-Platzierungsrahmen an Zahn 13 und 14 nach der Lichthärtung.	31
Abbildung 9: Übertragungsschiene mit Attachments und Detailansicht für das Bracket von Zahn 24.	32
Abbildung 10: Scanpuder auf der Oberfläche eines Oberkiefer-Gipsmodells nach dem indirekten Kleben.....	34

Abkürzungsverzeichnis

AM	Additive manufacturing
CAD	Computer-aided Design
CAM	Computer-aided Manufacturing
CT	Computertomographie
DCT	Distaler Kronentip
DLP	Digital Light Processing
DR	Distorotation
FFF	Fused filament fabrication
IDB	Indirect bonding
LCT	Labialer Kronentorque
LED	Light-emitting Diode
MCT	Mesialer Kronentip
MR	Mesiorotation
OK	Oberkiefer
PCT	Palatinaler Kronentorque
SLA	Stereolithographie
STL	Standard Tessellation Language
UK	Unterkiefer

Zusammenfassung

Ziel: Die Untersuchung der Übertragungsgenauigkeit von konventionellen druckgeformten Schienen für das indirekte Kleben (indirect bonding [IDB]) von Brackets und Röhrrchen, die auf Basis von digital geplanten 3-D-gedruckten Transfermodellen hergestellt wurden. Außerdem wurde geprüft, ob die Ausrichtung der Transfermodelle auf der Bauplattform beim 3-D-Druck die Übertragungsgenauigkeit beeinflusst.

Methodik: 27 In-vitro-Patientenmodelle wurden mit einem optischen Scanner (TRIOS®3W, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert und in die Planungssoftware OnyxCeph³™ (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) importiert. Dort wurden mit dem FA-Bonding Modul die Positionen für alle Attachments virtuell geplant, um anschließend mit dem Kylix-3-D Modul Platzierungsrahmen für die Attachments zu erstellen. Diese digital geplanten Transfermodelle wurden exportiert und sowohl mit 15° (Gruppe H) als auch mit 75° (Gruppe V) Angulation auf der horizontalen Bauplattform eines Digital-light-processing (DLP) Druckers (Asiga MAX™, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) platziert und gedruckt. Brackets und Tubes (discovery® smart/ discovery® pearl / Ortho-Cast M-Series, Dentaaurum, Ispringen, Deutschland) wurden temporär in den Platzierungsrahmen der 3-D-gedruckten Transfermodelle befestigt und darüber eine Ethylvinylacetat-Schiene (BIOPLAST® 2,0 × 125 mm, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) druckgeformt. Mit den Schienen wurden die Attachments indirekt auf korrespondierende Gipsmodelle geklebt. Die beklebten Gipsmodelle wurden ebenfalls mit einem optischen Scanner digitalisiert. Die digital geplanten und tatsächlich erzielten Attachmentpositionen wurden durch Überlagerung der Zahnoberflächen in der Software Geomagic Control® (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) verglichen und die Abweichung für jedes Bracket und Röhrrchen in drei Ebenen und um drei Achsen angegeben. Die Auswertung erfolgte mit einem linearen gemischten Modell in der Statistik-Software SPSS (IBM SPSS Statistics 27, Armonk, NY, USA).

Ergebnisse: Circa 97 % der linearen und 82 % der angularen Abweichungen befanden sich innerhalb eines klinisch akzeptablen Bereichs von $\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$. Die größten linearen Abweichungen traten in der Vertikalebene nach gingival auf; die größten angularen traten im palatinalen Kronentorque auf. Die geringsten Abweichungen wurden

linear in orovestibulärer Richtung nach vestibulär und angular im labialen Kronentorque gemessen. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen H und V gefunden werden.

Schlussfolgerungen: Die untersuchte IDB-Methode zeigt klinisch akzeptable Ergebnisse und kombiniert konventionelle mit digitalen Verfahren. Die Ausrichtung auf der Bauplatzform hat keinen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Kleben (1).

Abstract

Objective: To evaluate the transfer accuracy of conventional pressure-moulded transfer trays for indirect bonding (IDB) of brackets and tubes, which were produced using digitally planned and 3D printed transfer models. In addition, it was tested if the printing orientation of the transfer models on the build platform of the 3D printer influences the accuracy of indirect bonding.

Materials and Methods: 27 in-vitro patient models were digitized with an optical scanner (TRIOS[®]3W, 3Shape, Copenhagen, Denmark) and imported to the software OnyxCeph³[™] (Image Instruments, Chemnitz, Germany). The FA-Bonding module of the software was used to determine the bracket and tube positions. With the Kylix 3D module, frames were created around every attachment for the following IDB. These digitally planned transfer models were exported and printed with both 15° (group H) and 75° (group V) angulation on the horizontal build platform of a digital light processing (DLP) printer (Asiga MAX[™], Scheu-Dental, Iserlohn, Germany). Brackets and tubes (discovery[®] smart/ discovery[®] pearl / Ortho-Cast M-Series, Dentaaurum, Ispringen, Germany) were temporarily bonded into the frames of the 3D printed transfer models and ethylene-vinyl acetate trays (BIOPLAST[®] 2.0 × 125 mm, Scheu-Dental, Iserlohn, Germany) were pressure-moulded on them. The attachments were indirectly bonded using the trays on respective plaster models. After that, the plaster models were scanned with an optical scanner. Digitally planned pre-bonding and scanned post-bonding attachment positions were superimposed with the software Geomagic Control[®] (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) and resulted in three linear and three angular deviations per bracket and tube. A statistical analysis followed, using a linear mixed model in SPSS software (IBM SPSS Statistics 27, Armonk, NY, USA).

Results: About 97% of the linear and 82% of the angular deviations were within the clinically acceptable range of ± 0.2 mm and $\pm 1^\circ$, respectively. The greatest transfer inaccuracies in the linear dimension occurred vertically towards the gingival direction. In the angular dimension the palatal crown torque was the most inaccurate. The most accurate transfer was found for the linear dimensions in the orovestibular direction towards vestibular and for the angular dimensions in the labial crown torque. No statistically significant differences between groups H and V were detected.

Conclusions: The method shows clinically acceptable results and combines conventional with digital workflows. The printing orientation on the build platform did not have a significant impact on the transfer accuracy of the IDB method (1).

1 Einleitung

Die Attachments der ersten festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen wurden mithilfe von Bändern befestigt, die jeden einzelnen Zahn zirkulär umfassten. Diese Vorgehensweise war sowohl zeitintensiv für den Behandler als auch unbequem für den Patienten: nach der Entbänderung war ein Lückenschluss erforderlich und oftmals traten Nebenwirkungen wie Gingivitis oder kariöse Läsionen auf. Aus diesen Gründen wurde bereits Mitte der 1960er Jahre nach einer Möglichkeit gesucht, Brackets und Röhrchen auf die Zähne zu kleben, um die bei einer Bebänderung auftretenden Probleme zu umgehen. Zu Beginn der 1970er Jahre konnten erste Befestigungsmaterialien entwickelt werden, die genug Halt boten, um kieferorthopädische Zahnbewegungen zu ermöglichen (2).

Zeitgleich wurde die Straight-Wire-Technik für festsitzende kieferorthopädische Apparaturen von L. F. Andrews entwickelt: Die Zahnbewegung wurde dabei durch vorprogrammierte Brackets und die Verwendung von geraden Bögen erreicht. Aufwendige individuelle Biegungen in den Drahtbögen, wie bei der Standard-Edgewise-Technik, entfielen somit weitgehend und vereinfachten auf diese Weise die klinischen Abläufe. Die korrekte Platzierung der Brackets und Tubes auf den Zähnen wurde dadurch jedoch essenziell für den Behandlungserfolg (3, 4).

1.1 Direkte und indirekte Klebetechnik

Die Einführung von Befestigungskompositen für das Kleben von Attachments auf die Zähne führte zur Entwicklung von zwei verschiedenen Klebetechniken. Eine Möglichkeit der Befestigung der Brackets und Röhrchen stellt das Positionieren jedes einzelnen Attachments im Mund, Zahn für Zahn, dar. Dieses Verfahren wird als direktes Kleben bezeichnet (5). Im Jahre 1972 entwickelte Silverman eine Methode zur Vereinfachung und Optimierung des Klebeprozesses: das indirekte Kleben (Indirect Bonding, IDB) (6, 7). Dafür wird mithilfe einer Abformung ein Gipsmodell im Labor hergestellt. Die Attachmentpositionen werden darauf festgelegt und alle Attachments temporär befestigt, um eine Schiene auf dem Modell herzustellen. Die Schiene enthält anschließend die Brackets und Röhrchen in der gewünschten Position. Zusätzlich ermöglicht dieses Vorgehen das Kleben mehrerer Brackets gleichzeitig (8).

Zahlreiche Studien zum Nutzen und Vergleich von direkter und indirekter Klebemethode wurden in den folgenden Jahren publiziert. Direktes und indirektes Kleben werden dabei überwiegend als gleichwertig in Bezug auf die Positionierungsgenauigkeit und Misserfolgsrate beim Kleben eingestuft (9, 10). Vorteil des indirekten Klebens ist insbesondere die Verkürzung der Behandlungszeit durch gleichzeitiges Befestigen mehrerer Attachments und damit einhergehend ein erhöhter Komfort für den Patienten und den Behandler. Außerdem wird das Kleben an schwer zugänglichen, meist posterior gelegenen Regionen durch die IDB-Schienen erleichtert, da der Klebeprozess verkürzt wird und die konditionierten Zahnflächen auf diese Weise weniger schnell mit Speichel kontaminiert werden. Komplexe Behandlungen profitieren beim indirekten Kleben von der initial extraoralen Festlegung der Attachmentpositionen, da mögliche Probleme bereits beim temporären Befestigen am Modell festgestellt und eingeplant werden können. Als Nachteil der indirekten gegenüber der direkten Klebemethode sind höhere Material- und Personalkosten und ein vermehrter Zeitaufwand für die Laborarbeitsschritte sowie den zusätzlichen Behandlungstermin für die initiale Abformung zu nennen. Der Erfolg bei der Übertragung der Attachmentpositionen hängt stark von der Passgenauigkeit der Schiene ab. Außerdem werden Überschüsse von Befestigungskompositen nach dem indirekten Kleben häufiger festgestellt, da deren Entfernung vor Aushärtung je nach Schiene erschwert ist (8, 11).

Für den oben beschriebenen konventionellen Workflow beim IDB wurden viele verschiedene Schienen und Materialien sowie deren Übertragungsgenauigkeit getestet. Sie zeigen klinisch akzeptable Resultate sowie Vorteile gegenüber der direkten Klebemethode (12-15). Trotz alledem nutzten Anfang der 2000er nur etwa 12 % der Kieferorthopäden die indirekte Technik (16). In der täglichen Praxis schien also weiterhin der Aufwand den Nutzen zu überwiegen.

1.2 Konventionell und digital hergestellte Übertragungsschienen

Neue Entwicklungen wie das Computer Aided Design und Manufacturing (CAD/CAM) werden heute auch in der Zahnmedizin angewandt und versprechen eine Vereinfachung des indirekten Klebens: Statt einer Abformung können Intraoralscans am Patienten durchgeführt werden und die resultierenden digitalen Patientenmodelle direkt an einen Computer gesendet werden. Attachmentpositionen können auf diese Weise virtuell

geplant werden. Außerdem ist es möglich, Dentalmodelle oder Übertragungsschienen mit 3-D-Druckern herzustellen. Der Laboraufwand für das indirekte Kleben wird so gesenkt (17). Aus diesen Gründen hat sich neben dem konventionellen zunehmend ein digitaler Workflow etabliert. In der Literatur wurden bereits beide Arbeitsweisen verglichen und bewerten digitale Workflows als klinisch einsetzbar (18-22). Direkt 3-D-gedruckte Schienen für das indirekte Kleben werden ebenfalls als klinisch anwendbar betrachtet (23-28).

Die im Folgenden vorgestellte Studie hat sich mit einer hybriden IDB-Methode beschäftigt, die sowohl bewährte konventionelle als auch neue digitale Herangehensweisen vereint. Verschiedene Patientensituationen wurden mit einem Intraoralscanner digitalisiert und in einer Software alle Attachmentpositionen an diesen virtuellen Patientenmodellen geplant. Auf Grundlage dieser Planung wurden mit derselben Software Transfermodelle mit integrierten Platzierungsrahmen für Brackets und Tubes erstellt und 3-D-gedruckt. Mithilfe dieser Transfermodelle wurden dann konventionelle Übertragungsschienen im Druckformverfahren hergestellt und indirekt geklebt. Anschließend wurde die klinische Eignung der Methode in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit der Brackets und Röhrrchen analysiert (Abb. 1).

1.3 Parameter bei digitalen Workflows

Während der Testversuche in Vorbereitung auf die Studie zeigte sich, dass viele Parameter bei der Schienenherstellung die spätere Übertragungsgenauigkeit beeinflussen können. Bei der konventionellen Herstellung der IDB-Schienen betrifft das vor allem die Materialauswahl und Gestaltung der Schiene. Bei einer digitalisierten Herstellung beeinflussten insbesondere die virtuelle Gestaltung am Computer und der 3-D-Druck das Ergebnis.

Besonders ausgeprägt waren bei den Testversuchen unterschiedliche Oberflächenqualitäten auf den gedruckten Modellen je nach Ausrichtung auf der Bauplattform. Die Thematik wurde im Rahmen unserer Untersuchungen besonders interessant, da sich auf den gedruckten Transfermodellen sehr feine Strukturen - die Bracket-Platzierungsrahmen - befanden, welche die Übertragungsgenauigkeit wesentlich beeinflussen können. Der sogenannte Staircase-Effekt, der durch die Schichtung beim

Drucken bedingt ist, war auf der Oberfläche der Transfermodelle deutlich zu erkennen. Es wird davon ausgegangen, dass Ungenauigkeiten beim 3-D-Druck stärker werden, je feiner die erzeugten Strukturen sind. Einige Autoren beschreiben eine starke Abhängigkeit zwischen den gewählten Druckparametern und dem Druckergebnis (29, 30). Aus diesem Grund untersuchten wir den Einfluss der Ausrichtung auf der Bauplattform beim 3-D-Druck auf die folgenden Arbeitsschritte und die Übertragungsgenauigkeit. Dafür wurden zwei verschiedene Angulationen der Transfermodelle mithilfe zweier Versuchsgruppen getestet (Abb. 1).

In der Literatur wird diskutiert, ob eine optimale Positionierung von Modellen auf der Bauplattform der 3-D-Drucker existiert. Einzelne Studien haben diese Problematik untersucht, kommen aber zu unterschiedlichen und sich widersprechenden Ergebnissen (31-34).

1.4 Zielsetzung

Ziel der vorliegenden In-Vitro-Untersuchung war es, die Übertragungsgenauigkeit von Schienen für das indirekte Kleben von Brackets und Röhrcchen zu beurteilen. Dafür wurden konventionelle druckgeformte Schienen mit Hilfe von digital geplanten und 3-D-gedruckten Transfermodellen hergestellt. Es wurde außerdem geprüft, ob die Ausrichtung der Transfermodelle auf der Bauplattform beim 3-D-Druck die Übertragungsgenauigkeit der Schienen beeinflusst.

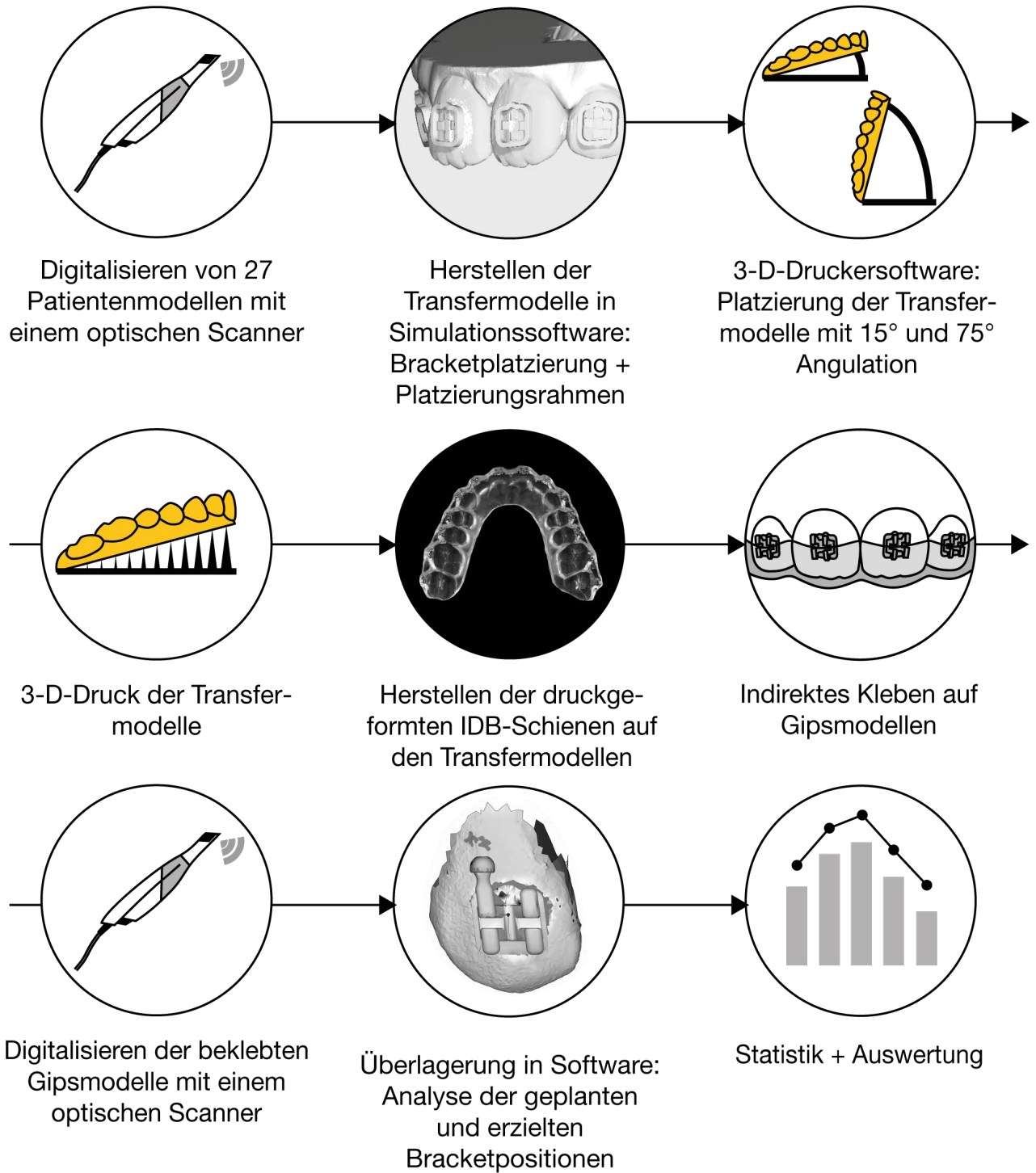


Abbildung 1: Übersicht über den Ablauf der Versuche.

(eigene Darstellung: J. Süpple)

2 Methodik und Materialien

In der vorliegenden In-Vitro-Untersuchung wurde eine Methode untersucht, welche sowohl konventionelle als auch digitale Arbeitsweisen verbindet. Weitere Untersuchungen unserer Arbeitsgruppe zum indirekten Kleben von Attachments beschäftigten sich mit einer rein digitalen Herstellung von Übertragungsschienen und einem Vergleich von rein digital hergestellten mit konventionellen Übertragungsschienen und wurden separat publiziert (35, 36).

Die ausgewählten Materialien wurden indikationsgerecht ausgewählt und gemäß den Herstellerangaben verarbeitet. Der Versuchsaufbau simuliert etablierte Arbeitsweisen in der Kieferorthopädie und orientiert sich an bereits durchgeführten Studien zum indirekten Kleben (12-15, 20-22, 26).

2.1 Virtuelle Planung

Aus dem Patientenbestand der Abteilung für Kieferorthopädie und Orthodontie der Charité – Universitätsmedizin Berlin wurden 27 Patientenmodelle mit möglichst verschiedenen Zahn- und Kieferfehlstellungen ausgewählt, um verschiedene Behandlungsszenarien zu simulieren. Alle gewählten Gipsmodelle dieser Patienten wurden mit einem optischen Intraoralscanner (TRIOS®3W, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert. Die Scans wurden anschließend als Standard-Tessellation-Language-Datei (STL) gespeichert und in die kieferorthopädische Planungs- und Simulationssoftware OnyxCeph³™ (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) importiert.

Mithilfe des in der Software enthaltenen FA-Bonding Moduls, wurden von einem Kieferorthopäden virtuell Brackets und Röhrchen auf allen Zähnen bis einschließlich der 2. Molaren platziert. Die 3-D-Dateien der später zu klebenden Attachments wurden dafür in der Software ausgewählt. Die Patienten erhielten Metallbrackets mit 18er Slots auf den Inzisivi, Canini und Prämolaren (discovery® smart, Dentauro, Ispringen, Deutschland) sowie Röhrchen auf den ersten und zweiten Molaren (Ortho-Cast M-Series, Dentauro, Ispringen, Deutschland) im Ober- und Unterkiefer. Acht Patienten wurden mit Keramikbrackets (discovery® pearl, Dentauro, Ispringen, Deutschland) im Oberkiefer

vom zweiten Prämolaren der ipsi- zum zweiten Prämolaren der kontralateralen Seite geplant.

Mit dem OnyxCeph³™ Kylix-3-D Modul wurden dann virtuelle Platzierungsrahmen um die Attachments erstellt (Abb.2).

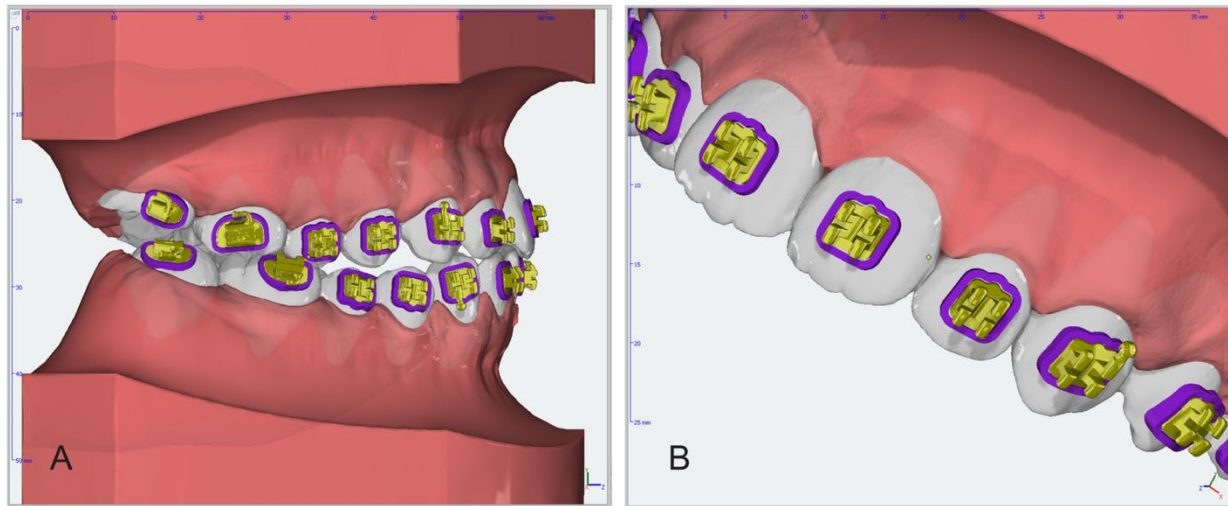


Abbildung 2: Darstellung eines Patientenmodells in der Software OnyxCeph³™ (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) nach Verwendung des FA-Bonding Moduls und Kylix-3-D Moduls.


A) Übersicht von lateral, B) Detailansicht mit Darstellung der verwendeten Brackets in gelb und der erstellten Bracket-Transferrahmen in violett.

(modifiziert aus Süpple et al. 2022 (37))

Dabei waren verschiedene Parameter für die Gestaltung der Rahmen und Basen anwählbar. Die genutzten Parameter für die Rahmen sind in Abbildung 3 zu sehen. Sie wurden nach einer Reihe von Testplanungen und -drucken festgelegt. Dabei wurde jeweils die Passgenauigkeit der Rahmen eines fertig gedruckten Transfermodells für die Brackets und Röhrchen überprüft. Der Parameter „Distance Bracket“ erweist sich dabei als besonders relevant für die Passgenauigkeit der Attachments. Bei einem Wert unter 0,10 waren die Platzierungsrahmen in den fertig gedruckten Transfermodellen überwiegend zu eng für die Attachments – Werte über 0,10 erzeugten einen zu großen Spielraum um die Attachments, sodass keine eindeutige Positionierung für die Brackets und Röhrchen gegeben war. Für die „Kylix-Parameter“ wurden alle Rahmenelemente angewählt, sodass ein durchgehender Platzierungsrahmen erzeugt wurde. Dies erwies sich ebenfalls als vorteilhaft für eine eindeutige Positionierung. Für die „Base-Parameter“


hingegen, zeigten sich bei Anwählen aller Rahmenelemente Probleme mit der Passung der Attachments in den gedruckten Rahmen: Brackets und Röhrchen kippelten in den Platzierungsrahmen. Bei Auswahl der vier kleinen Basiselemente wurde dies vermieden. In Abbildung 3 werden die angewählten Rahmen- und Basiselemente wie in der Software jeweils dunkelblau dargestellt, die nicht angewählten hellblau. Alle fertigen virtuell geplanten Transfermodelle wurden als STL-Dateien exportiert.

Kylix		Base	
Width Segment [mm]:	1,00	Width Segment [mm]:	1,00
Thickness [mm]:	0,50	Thickness [mm]:	1,00
Distance Bracket:	0,10	Depth [mm]:	3,00
Depth (maximum) [mm]:	3,00		



Distal (Lingual) Distal (Buccal)

Apical



Distal (Lingual) Distal (Buccal)

Apical

Abbildung 3: Parameter für die Bracket-Transfermodelle im OnyxCeph^{3™} Kylix-3-D Modul.
(aus Süpple et al. 2022 (37))

2.2 Drucken der Bracket-Transfermodelle

Die STL-Dateien der Transfermodelle wurden in die Asiga MAX[™] Druckersoftware (Asiga Composer, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) importiert, um diese mit dem dazugehörigen DLP-Drucker (Asiga MAX[™], Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) herzustellen. Die Modelle wurden in der Software jeweils in zwei verschiedenen Positionierungen (15° anguliert von der Horizontalebene und Vertikalebene) auf der Bauplatzform für den 3-D-Druck vorbereitet. Daraus resultierten zwei Versuchsgruppen (Abb. 4):

Gruppe H (horizontal): Die Modelle wurden 15° auf der Bauplatzform des Druckers anguliert und gedruckt. Es konnte pro Druckvorgang ein Patient (Ober- und Unterkiefermodell) in 30-45 Minuten fertiggestellt werden. (Abb. 4A)

Gruppe V (vertikal): Die Modelle wurden 75° anguliert, sodass pro Druckvorgang zwei Patienten platziert und in 75-90 Minuten gedruckt werden konnten. (Abb. 4B)

Aufgrund der getesteten Angulationen waren Stützstrukturen für die Stabilität der zu druckenden Objekte nötig und wurden an allen Modellen automatisch in der Druckersoftware angebracht. Je nach Modell wurden weitere Stützen ergänzt, um die Stabilität zu erhöhen. Dabei wurde immer darauf geachtet, dass sich die Stützen nicht direkt an den Attachment-Platzierungsrahmen befinden, um mögliche Ungenauigkeiten an den Rahmen zu vermeiden. Zusätzlich wurde eine 0,3 mm dicke Basisplatte in Form eines Schattens für jedes Modell geplant, um ein vorzeitiges Ablösen der Modelle von der Bauplattform während des 3-D-Druckes zu vermeiden. Ein lichthärtendes, methacrylatbasiertes Harz (IMPRIMO® LC model, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) wurde als Druckmaterial eingesetzt. Dieses ist spezifisch für den DLP-Drucker und die Anwendung für dentale Modelle bestimmt.

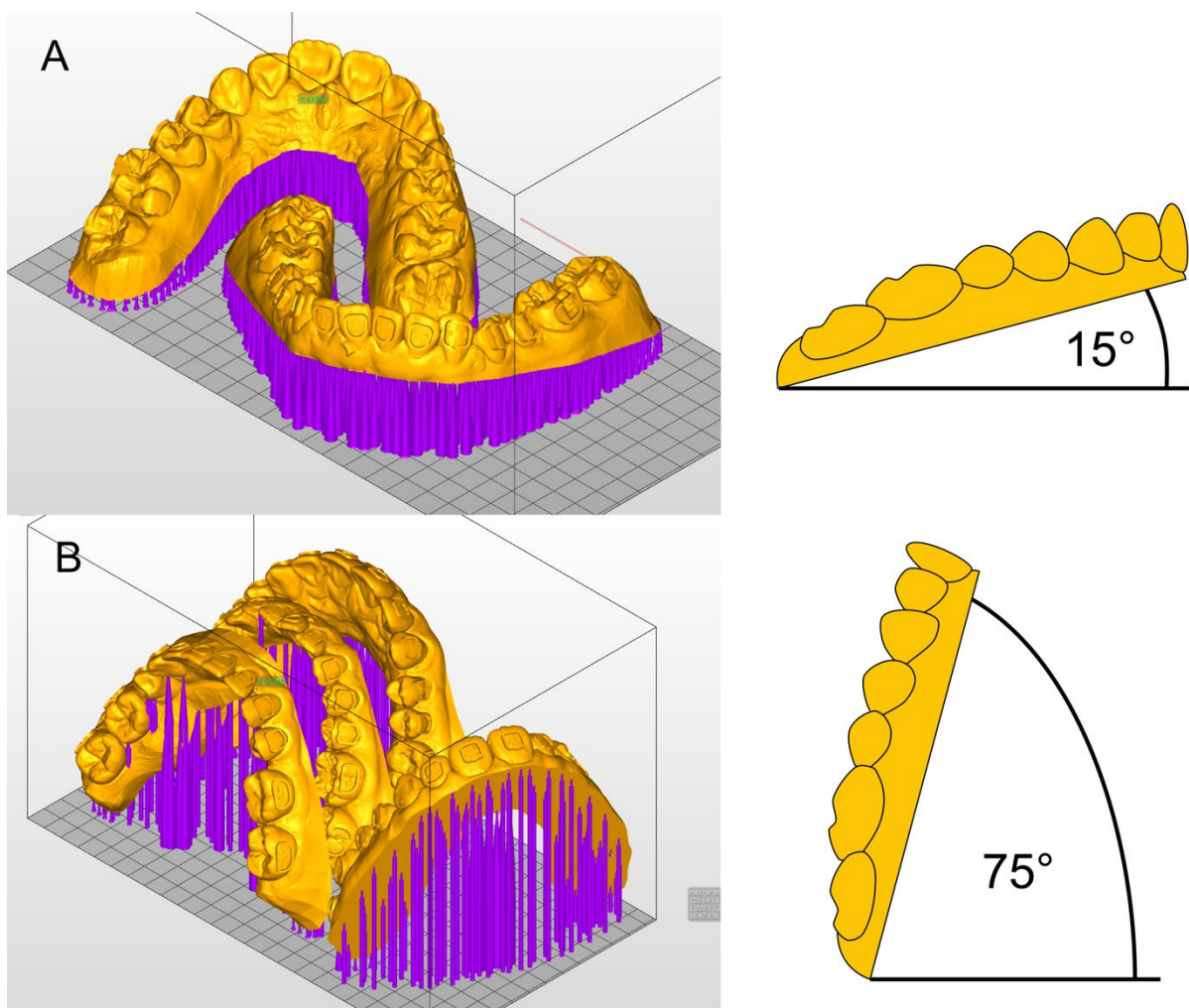


Abbildung 4: Transfermodelle in zwei verschiedenen Angulationen auf der Bauplattform.

A) Gruppe H mit 15° Angulation auf der Bauplattform, B) Gruppe V mit 75° Angulation.

(aus Süpple et al. 2021 (1))

Nach dem Drucken wurden die Transfermodelle von der Bauplattform gelöst und die Stützstrukturen mit einem Spachtel entfernt. Um Harzreste auf der Oberfläche zu beseitigen, wurden alle Modelle - wie vom Hersteller empfohlen - für zehn Minuten in ein Ultraschallbad (IMPRIMO® Clean, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) mit einem wasserlöslichen Reinigungsmittel auf der Basis von Butyldiglykol (IMPRIMO® Cleaning Liquid, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) gelegt.

Da während des DLP-Druckes die Transfermodelle nur schichtweise lichtgehärtet werden, wurde anschließend die endgültige Aushärtung der Modelle für fünf Minuten in einem Lichtofen (IMPRIMO® Cure, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) durchgeführt. Dafür wurde ein auf das verwendete Harz angepasstes Programm angewählt, in welchem eine LED-Belichtung mit einer Wellenlänge von 405 nm erfolgte. In das Programm war außerdem eine Stickstoff-Schutzgasvorrichtung integriert, um die Entstehung einer Sauerstoffinhibitionsschicht auf den Modellen zu vermeiden. Ein fertiges Transfermodell ist in Abbildung 5A zu sehen.

2.3 Herstellen der druckgeformten Schienen

Alle Brackets und Röhrchen wurden mit einem wasserlöslichen Adhäsiv (Ortho Laboratory Adhesive for Indirect Bonding, 3M™ Unitek, St. Paul, MN, USA) - speziell für die Anwendung beim indirekten Kleben - in den jeweiligen Platzierungsrahmen der Transfermodelle provisorisch befestigt. Die Attachments wurden dann mit einem Silikon (SIL-KITT®, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) bis zur Mitte der Slots und alle Häkchen der Tubes ausgeblockt (Abb. 5B). Das war notwendig, um die Retention zwischen den Attachments und der druckgeformten Schiene zu verringern und auf diese Weise ein späteres frühzeitiges Ablösen von Brackets oder Röhrchen beim Entfernen der Schiene zu vermeiden. Die fertig vorbereiteten Transfermodelle wurden dann in einem Druckformgerät (BIOSTAR® VI, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) platziert, um jeweils eine Ethylenvinylacetat-Schiene (BIOPLAST® 2,0 × 125 mm, Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) auf diesen herzustellen.

Nach Entnahme der Schienen und Transfermodelle aus dem Gerät, wurden die Schienen mit den enthaltenen Brackets und Tubes von den Transfermodellen entfernt, mit einer

Schere zugeschnitten und für 30 Minuten in Wasser gelegt, um das wasserlösliche Adhäsiv auf den Basen der Attachments aufzulösen.

Vom Rand der Schiene ausgehend, wurde an jedem Bracket und Tube mit einem Skalpell ein vertikaler Schnitt bis etwa zur Mitte des Brackets gesetzt, um das Entfernen der Schienen nach dem indirekten Kleben zu erleichtern (Abb. 5C). Während dieser Arbeitsschritte wurde darauf geachtet, dass möglichst alle Attachments in den Schienen verblieben, um deren Positionierung und damit die Übertragungsgenauigkeit nicht zu verändern.

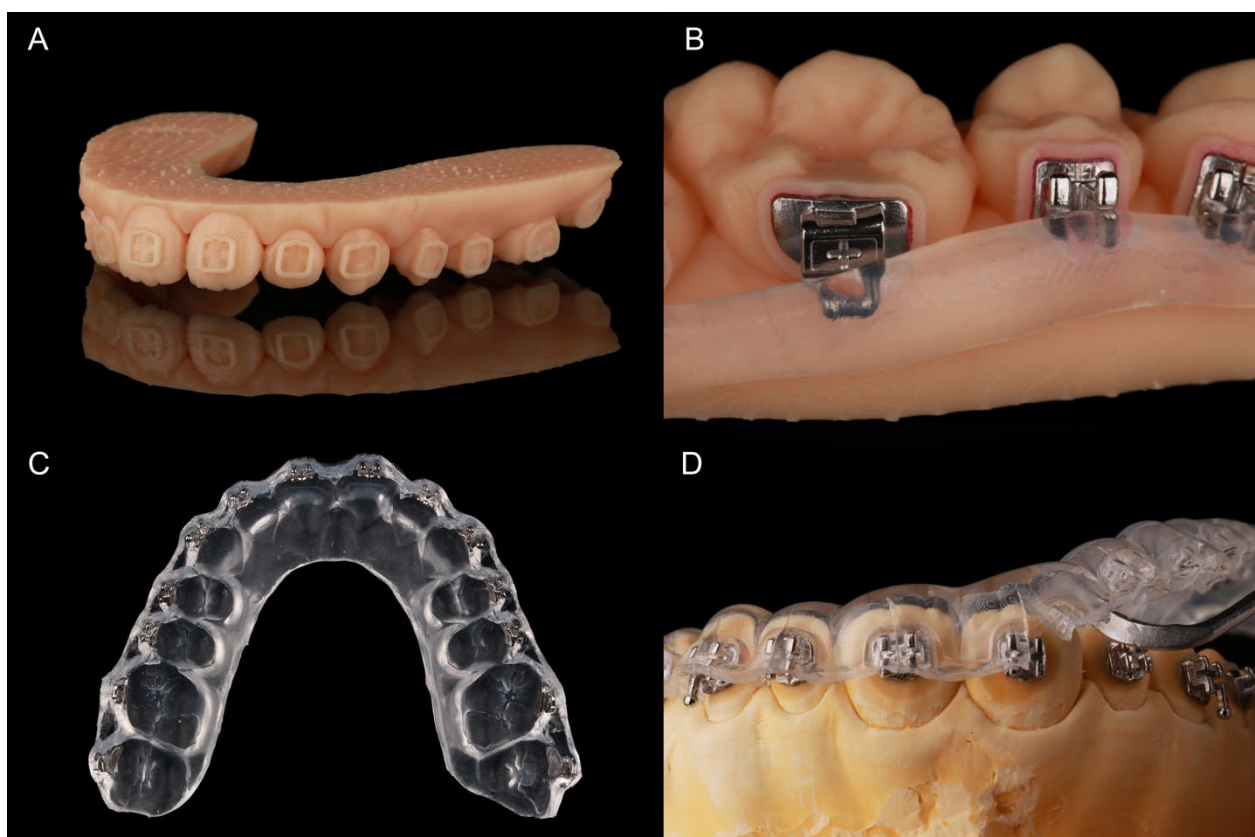


Abbildung 5: Herstellen der druckgeformten Übertragungsschienen mit den 3-D-gedruckten Transfermodellen.

A) Fertig gedrucktes und nachbehandeltes Transfermodell mit den Bracket-Platzierungsrahmen,
B) Provisorisches Befestigen und Ausblocken der Attachments in Vorbereitung auf das Druckformen, C) Druckgeformte und zugeschnittene Schiene mit den enthaltenen Attachments,
D) Entfernen der Schiene nach dem indirekten Kleben auf das Gipsmodell.

(aus Süpple et al. 2021 (1))

2.4 Indirektes Kleben

Von jedem der 27 digital geplanten Patientenmodelle wurden korrespondierende Gipsmodelle mithilfe von Silikonformen angefertigt. Die Gipsmodelle wurden auf den Vestibulärflächen der Zähne mit Isopropanol gereinigt und jeweils mit Transbond™ XT Primer (3M Unitek Deutschland, Neuss, Deutschland) versehen. Die Basen der Brackets und Röhrchen wurden mit einem in Aceton getränktem Wattepellet gereinigt und entfettet. Dann wurde Transbond™ XT Komposit (3M Unitek Deutschland, Neuss, Deutschland) auf die Basen aufgetragen.

Nach dem Aufsetzen der Schiene auf das Gipsmodell wurden Überschüsse des Klebematerials mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt und das Befestigungskomposit mit 3200 mW/cm² für jeweils 12 Sekunden im Extra Power Modus ausgehärtet (Valo® Cordless, Ultradent Products, Köln, Deutschland). Die Schienen wurden dann mithilfe eines Scalers von den Gipsmodellen entfernt (Abb. 5D).

2.5 Überlagerung der Bracketpositionen

Um Reflexionen durch die Metalloberflächen der Brackets und Tubes zu reduzieren, wurde auf die beklebten Gipsmodelle ein Scan-Puder (METAL-POWDER Dry blue, R-dental Dentalerzeugnisse, Hamburg, Deutschland) aufgesprüht. Anschließend wurden die Modelle mit einem Intraoralscanner (TRIOS®3W, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert, um die Positionen der Attachments nach dem Kleben festzuhalten.

Diese STL-Dateien sowie die Dateien aus der digitalen Planung wurden Zahn für Zahn ausgeschnitten, um jeweils die Zahnoberflächen aus der virtuell geplanten und der tatsächlichen Situation in der Software Geomagic Control® (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) zu überlagern. Auf diese Weise konnte die geplante und tatsächliche Position der Brackets und Röhrchen für jeden Zahn einzeln ausgewertet werden (Abb. 6). Die Abweichungen wurden jeweils in drei Ebenen (lineare Abweichungen) und um drei Achsen (angulare Abweichungen) angegeben (38).

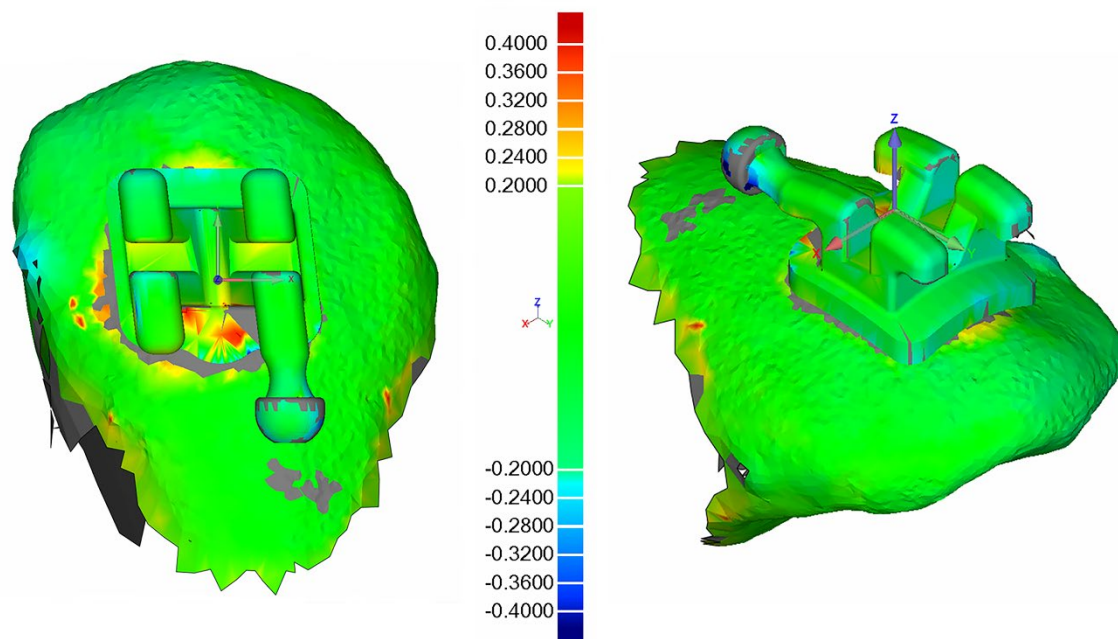


Abbildung 6: Ergebnisdarstellung einer fertigen Analyse in der Software Geomagic Control® (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) für Zahn 13 eines Patienten.

Die Abweichungen werden farblich codiert je nach Richtung der Abweichung dargestellt und in der Legende durch Millimeter-Angaben spezifiziert.

(aus Süpple et al. 2021 (1))

2.6 Statistische Auswertung

Alle erhaltenen linearen und angularen Abweichungen wurden in der Statistik-Software SPSS (IBM SPSS Statistics 27, Armonk, NY, USA) nach Versuchsgruppen, Zahngruppen und Ober-/Unterkiefer sortiert. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden aus den absoluten Zahlen der Abweichungen für die zwei Versuchsgruppen H und V und die Zahngruppen (Inzisivi, Canini, Prämolaren, Molaren) berechnet.

Ein lineares gemischtes Modell wurde zweimal, je für die abhängigen Variablen der linearen und angularen Dimensionen, berechnet. Als Faktoren wurden die Versuchsgruppen, Zahngruppen und Kiefer (Oberkiefer, Unterkiefer) festgelegt.

3 Ergebnisse

Insgesamt wurden 1453 Bracket- und Röhren-Positionen ausgewertet – 729 für Gruppe H und 724 für Gruppe V. Elf Zähne der Patientenmodelle waren nicht angelegt oder frühzeitig verloren gegangen. Während des Klebprozesses kam es zum vorzeitigen Verlust von 15 Brackets in Gruppe H und 17 in Gruppe V. Ein Bracket der Gruppe H konnte nicht korrekt in der Software Geomagic Control® überlagert werden, in Gruppe V waren es vier.

Das lineare gemischte Modell (Tabelle 1) zeigt, dass keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen H und V bestehen. Es existieren jedoch signifikante Unterschiede zwischen den Zahngruppen, sowohl für die linearen ($p = 0,01$), als auch angularen ($p = 0,00$) Dimensionen. Die geringsten Abweichungen von der gewünschten Bracketposition wurden an den Inzisivi gemessen. Die größten Abweichungen sind für die linearen Dimensionen an den Molaren zu verzeichnen; für die angularen Dimensionen sind es die Canini.

Für die linearen Dimensionen zeigt das gemischte Modell einen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,00$) zwischen Ober- und Unterkiefer. Im Unterkiefer konnten dabei mit der IDB-Methode geringere Abweichungen erzielt werden. Die Unterschiede zwischen den linearen Dimensionen mesiodistal, vertikal und orovestibulär sind signifikant ($p = 0,00$). Auf die angularen Dimensionen trifft das nicht zu.

Tabelle 1: Gemischtes Modell: Feste Effekte für die linearen und angularen Dimensionen.

Faktoren	p-Wert	
	Lineare Dimension	Angulare Dimension
Gruppen (H/V)	0,60	0,71
Dimensionen (linear/angular)	0,00 *	0,24
Zahngruppen (Inzisivi/Canini/Prämolaren/Molaren)	0,01 *	0,00 *
Kiefer (OK/UK)	0,00 *	0,06
Gruppen × Dimensionen ^a	0,17	0,34
Gruppen × Zahngruppen ^a	0,06	0,04 *
Gruppen × Kiefer ^a	0,88	0,78
Dimensionen × Zahngruppen ^a	0,27	0,00 *
Dimensionen × Kiefer ^a	0,98	0,71
Zahngruppen × Kiefer ^a	0,32	0,41

* p < 0.05 statistisch signifikant. ^a Interaktion zwischen Faktoren (×)

(modifiziert aus Süpple et al. 2021 (1))

Mittelwerte und Standardabweichungen der Übertragungsergebnisse wurden sowohl über alle Versuche hinweg (Tabelle 2) als auch für die einzelnen Versuchsgruppen H und V (Tabelle 3) aus den absoluten Zahlen der Abweichungen ermittelt.

Die geringsten Übertragungsfehler in den linearen Dimensionen treten in orovestibulärer Richtung mit im Mittel 0,02 mm (Gruppe H: 0,03 mm/Gruppe V: 0,02 mm) Abweichung auf. Die größten Linearabweichungen waren in der Vertikalebene mit einem Mittelwert von 0,08 mm (Gruppe H/V: 0,08 mm) messbar.

In die angularen Dimensionen traten die geringsten Abweichungen im Tip mit im Mittel 0,55° (Gruppe H: 0,55°/Gruppe V: 0,56°) und die größten im Torque mit 0,66° (Gruppe H: 0,65°/ Gruppe V: 0,67°) auf.

Tabelle 2: Unterschiede zwischen geplanter und erzielter Bracketposition für die Zahngruppen.

Zahngruppe	n ^a	Mittelwert ^b ± Standardabweichung					
		Mesiodistal (mm)	Vertikal (mm)	Orovestibulär (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Inzisivi	419	0,05 ± 0,04	0,07 ± 0,05	0,02 ± 0,02	0,49 ± 0,38	0,54 ± 0,47	0,78 ± 0,60
Canini	213	0,07 ± 0,06	0,07 ± 0,07	0,03 ± 0,04	0,64 ± 0,54	0,77 ± 0,75	0,70 ± 0,60
Prämolaren	413	0,06 ± 0,07	0,08 ± 0,06	0,02 ± 0,04	0,77 ± 0,59	0,63 ± 0,68	0,55 ± 0,51
Molaren	408	0,06 ± 0,07	0,09 ± 0,07	0,03 ± 0,03	0,73 ± 0,60	0,56 ± 0,63	0,24 ± 0,32
Total	1453	0,06 ± 0,06	0,08 ± 0,07	0,02 ± 0,03	0,66 ± 0,54	0,61 ± 0,63	0,55 ± 0,55

^a Anzahl der Brackets in der Analyse. ^b Mittelwert aus absoluten Zahlen der Abweichungen

(eigene Darstellung: J. Süpple)

Tabelle 3: Unterschied zwischen geplanter und erzielter Bracketposition für die Gruppen (H,V).

Zahngruppe	Gruppe	n ^a	Mittelwert ^b ± Standardabweichung					
			Mesiodistal (mm)	Vertikal (mm)	Orovestibulär (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Inzisivi	H	210	0,05 ± 0,04	0,07 ± 0,05	0,02 ± 0,02	0,49 ± 0,36	0,53 ± 0,47	0,77 ± 0,61
	V	209	0,05 ± 0,04	0,07 ± 0,06	0,02 ± 0,02	0,50 ± 0,40	0,55 ± 0,46	0,79 ± 0,60
Canini	H	107	0,07 ± 0,06	0,07 ± 0,07	0,03 ± 0,05	0,64 ± 0,55	0,82 ± 0,80	0,72 ± 0,65
	V	106	0,06 ± 0,06	0,07 ± 0,07	0,03 ± 0,03	0,64 ± 0,53	0,72 ± 0,69	0,67 ± 0,54
Prämolaren	H	207	0,07 ± 0,07	0,09 ± 0,07	0,02 ± 0,02	0,80 ± 0,59	0,67 ± 0,69	0,55 ± 0,48
	V	206	0,06 ± 0,07	0,08 ± 0,06	0,02 ± 0,05	0,74 ± 0,58	0,59 ± 0,67	0,56 ± 0,54
Molaren	H	205	0,06 ± 0,07	0,09 ± 0,06	0,03 ± 0,03	0,68 ± 0,49	0,56 ± 0,62	0,23 ± 0,26
	V	203	0,06 ± 0,07	0,10 ± 0,08	0,03 ± 0,03	0,79 ± 0,68	0,56 ± 0,64	0,26 ± 0,37
Total	H	729	0,06 ± 0,06	0,08 ± 0,06	0,03 ± 0,03	0,65 ± 0,51	0,62 ± 0,64	0,55 ± 0,55
	V	724	0,06 ± 0,06	0,08 ± 0,07	0,02 ± 0,04	0,67 ± 0,57	0,59 ± 0,61	0,56 ± 0,55

^a Anzahl der Brackets in der Analyse. ^b Mittelwert aus absoluten Zahlen der Abweichungen

(modifiziert aus Süpple et al. 2021 (1))

Der Bereich von ± 0,2 mm Linearabweichung und ± 1° Angularabweichung wurde als klinisch akzeptabel definiert (15, 39). Innerhalb der linearen und angularen Dimensionen wurden für alle Richtungen die Abweichungen außerhalb dieses Bereichs in Prozent ausgewertet, sowohl für alle Versuche zusammen (Tabelle 4) als auch für die beiden Versuchsgruppen (Tabelle 5).

Für die Lineardimensionen zeigt die orovestibuläre Richtung nach vestibulär mit 0 % (Gruppe H: 0 % / Gruppe V: 0 %) Abweichung außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs die höchste Übertragungsgenauigkeit - die Vertikalebene nach gingival mit

4,5 % (Gruppe H: 3,7 % / Gruppe V: 5,4 %) die niedrigste. Bei den angularen Dimensionen wurden beim Torque sowohl die geringsten als auch die größten Abweichungen gemessen: 1,8 % (Gruppe H: 1,8 % / Gruppe V: 1,8 %) außerhalb des Bereichs beim labialen Kronentorque und 18,5 % (Gruppe H: 18,9 % / Gruppe V: 18,1 %) beim palatinalen Kronentorque. Insgesamt wird deutlich, dass in den angularen Dimensionen stärkere Abweichungen als in den linearen zu verzeichnen sind.

Tabelle 4: Abweichungen außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs ($\pm 0,2$ mm, $\pm 1^\circ$).

Zahngruppe	Mesiodistal (%)		Vertikal (%)		Orovestibulär (%)		Torque (%)		Rotation (%)		Tip (%)	
	Mesial	Distal	Okklusal	Gingival	Oral	Vestibulär	PCT	LCT	MR	DR	MCT	DCT
Inzisivi	0.5	0.2	0.5	2.1	0.0	0.0	7.9	1.0	5.7	7.4	14.6	16.9
Canini	3.3	0.0	0.5	4.7	0.5	0.0	16.0	2.3	6.1	18.3	15.5	8.5
Prämolaren	2.4	0.7	0.7	4.1	0.2	0.0	27.1	2.7	5.8	11.4	8.2	5.3
Molaren	3.9	1.0	0.0	7.4	0.5	0.0	22.1	1.5	12.0	4.2	1.2	2.0
Total	1.5	1.4	0.4	4.5	0.3	0.0	18.5	1.8	7.6	9.2	8.8	8.5

PCT = Palatinaler Kronentorque, LCT = Labialer Kronentorque, MR = Mesiorotation,

DR = Distorotation, MCT = Mesialer Kronentip, DCT = Distaler Kronentip

(eigene Darstellung: J. Süpple)

Tabelle 5: Abweichungen außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs für die Gruppen (H,V).

Zahngruppe	Gruppe	Mesiodistal (%)		Vertikal (%)		Orovestibulär (%)		Torque (%)		Rotation (%)		Tip (%)	
		Mesial	Distal	Okklusal	Gingival	Oral	Vestibulär	PCT	LCT	MR	DR	MCT	DCT
Inzisivi	H	0,5	0,0	0,5	1,4	0,0	0,0	7,1	1,0	5,2	8,1	15,7	17,1
	V	0,0	1,0	0,5	2,9	0,0	0,0	8,6	1,0	6,2	6,7	18,2	12,0
Canini	H	3,7	0,0	0,0	5,6	0,9	0,0	15,0	1,9	5,6	22,4	15,9	9,3
	V	2,8	0,0	0,9	3,8	0,0	0,0	17,0	2,8	6,6	14,2	7,5	15,1
Prämolaren	H	2,9	1,0	1,0	3,9	0,0	0,0	31,4	2,9	3,4	15,0	6,8	5,8
	V	1,9	0,5	0,5	4,4	0,5	0,0	22,8	2,4	8,3	7,8	9,7	4,9
Molaren	H	4,9	1,5	0,0	4,9	0,5	0,0	20,5	1,5	11,2	4,4	0,5	1,5
	V	0,5	3,0	0,0	9,9	0,5	0,0	23,6	1,5	12,8	3,9	2,0	2,5
Total	H	1,9	1,6	0,4	3,7	0,3	0,0	18,9	1,8	6,4	11,1	8,0	9,3
	V	1,1	1,2	0,4	5,4	0,3	0,0	18,1	1,8	8,7	7,3	9,7	7,7

PCT = Palatinaler Kronentorque, LCT = Labialer Kronentorque, MR = Mesiorotation,

DR = Distorotation, MCT = Mesialer Kronentip, DCT = Distaler Kronentip

(modifiziert aus Süpple et al. 2021 (1))

4 Diskussion

Ziel dieser In-vitro-Untersuchung war es, die Übertragungsgenauigkeit von konventionellen druckgeformten Schienen, die auf Basis von digital geplanten 3-D-gedruckten Transfermodellen hergestellt wurden, für das indirekte Kleben von Brackets und Röhrrchen zu bestimmen. Außerdem wurde geprüft, ob die Ausrichtung der Transfermodelle auf der Bauplattform beim 3-D-Druck die Übertragungsgenauigkeit beeinflusst.

4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die vorgestellte Studie zeigt, dass kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den zwei Versuchsgruppen H (15° Angulation auf der Bauplattform) und V (75° Angulation) zu verzeichnen ist. Unterschiede zwischen den einzelnen Zahngruppen (Inzisivi, Canini, Prämolaren und Molaren) waren sowohl für die linearen als auch angularen Dimensionen signifikant. Dabei sind die linearen Übertragungsgenauigkeiten an den Molaren am schlechtesten und die angularen an den Canini. Ebenso konnte eine signifikante Differenz zwischen den Schienen für den Ober- und Unterkiefer für die linearen Dimensionen festgestellt werden, wobei die Schienen im Unterkiefer bessere Ergebnisse erzielten.

Der klinisch akzeptable Bereich wurde an den Richtlinien des American Board of Orthodontics orientiert (39). In einer Studie von Schmid et al. wurde darauf hingewiesen, dass die Vorgaben halbiert werden sollten, da Abweichungen in zwei Richtungen erfolgen können (15). Ausgehend davon, wurde mit $\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$ ein im Vergleich zur vorhandenen Literatur enger Bereich als klinisch akzeptabel definiert (14, 15, 21).

Mehr als 97 % der linearen Abweichungen befanden sich innerhalb dieses Bereichs. Die stärksten Ungenauigkeiten konnten in der Vertikalebene in Richtung gingival festgestellt werden. Die orovestibuläre Richtung nach vestibulär hingegen zeigte 0 % Abweichung außerhalb dieses Bereichs und damit die höchste Genauigkeit.

Die angularen Abweichungen zeigten mit nur etwa 82 % klinisch akzeptabler Werte wesentlich stärkere Ungenauigkeiten. Am stärksten waren diese beim palatinalen und am schwächsten beim labialen Kronentorque.

4.2 Interpretation der Ergebnisse und Einbettung in den bisherigen Forschungsstand

Im Folgenden werden verschiedene Einflussfaktoren auf die Übertragungsgenauigkeit und Ergebnisse diskutiert: die 3-D-Drucktechnologie, Druckparameter, gewählte Materialien und das indirekte Kleben.

4.2.1 3-D-Drucktechnologie

3-D-Drucktechnologien werden in der Literatur für diverse Anwendungen in der Zahnmedizin untersucht. Durch die Vielzahl an Technologien und Herstellern ist es jedoch schwierig, eine eindeutige Nutzungsempfehlung zu finden. Besonders im Bereich der Prothetik werden fortlaufend neue additive Herstellungsverfahren getestet, um beispielsweise möglichst exakte dentale Modelle, herausnehmbaren oder festsitzenden Zahnersatz sowie Implantatbohrschablonen oder Schienen zu erzeugen (29, 31, 40, 41). Studien, die Drucker speziell für kieferorthopädische Zwecke untersuchten, konnten zeigen, dass DLP-Drucker klinisch anwendbare Ergebnisse liefern und sogar anderen Techniken (SLA, FFF) überlegen sind (19, 42).

Hazeveld et al. untersuchten verschiedene Druckmethoden für das Herstellen von kieferorthopädischen Modellen und verglichen deren Genauigkeit mit konventionellen Gipsmodellen. Die DLP-Technologie wurde dabei unter anderem als schnellere Methode im Vergleich zu SLA, bei gleichzeitiger hoher Genauigkeit hervorgehoben (43). Gegensätzlich dazu analysierten Rey-Joly Maura et al. die Genauigkeit von 3-D-gedruckten Oberkiefermodellen mit dentalem Engstand und kamen zu dem Ergebnis, dass die SLA-Drucker genauere Erzeugnisse lieferten als die DLP-Drucker. Trotzdem wurde auch hier der DLP-Druck als klinisch akzeptabel für kieferorthopädische Zwecke bewertet (40). In einer weiteren Studie von Aretxabaleta et al. wurden Gaumenplatten für Kinder und Neugeborene mithilfe von den additiven Technologien SLA und DLP, sowie mit einem subtraktiven Verfahren hergestellt und verglichen. Alle Methoden wurden als klinisch akzeptabel bewertet, jedoch zeigte die subtraktive Methode die höchste Genauigkeit. Als effizientestes Verfahren in Bezug auf die Genauigkeit und den Zeitaufwand erwies sich der DLP-Druck (44).

Die 3-D-Drucktechnologien entwickeln sich ständig weiter, weshalb weiterhin Untersuchungen der Druckqualitäten nötig sein werden. Je nach Hersteller, Verfahren und Ziel werden sich höchstwahrscheinlich auch in Zukunft verschiedene Empfehlungen ergeben. Die vorgestellten Versuche könnten ebenso mit anderen Technologien und Herstellern wiederholt werden. Die ausgewählten Produkte stellen nur einen Weg dar, den IDB-Workflow umzusetzen.

4.2.2 Parameter beim 3-D-Druck

Für den 3-D-Druck existieren je nach Verfahren unterschiedliche veränderliche Parameter. Im Folgenden wird vor allem auf Parameter eingegangen, die im Verlauf der Studie relevant wurden. Piedra-Cascón et al. haben in einem Review Einflüsse auf die Qualität von additiven Druckverfahren untersucht und konnten dabei feststellen, dass verschiedene Druckparameter, Stützstrukturen und Schichtdicken beim Drucken und die Nachbehandlung der Druckerzeugnisse von hoher Bedeutung für das Druckresultat sind (45). Da auch in unserem Versuch ein additives Verfahren (DLP) genutzt wurde, sind diese Parameter zu diskutieren.

Im vorgestellten Versuch wurde nach einigen Testdrucken eine Schichtdicke von 0,05 mm (z-Auflösung) beim Drucken gewählt. Dies bietet eine mögliche Erklärung, weshalb kein Unterschied zwischen den Versuchsgruppen H (mit 15° Angulation gedruckt) und V (75° Angulation) zu verzeichnen war: Die x-y-Auflösung des gewählten DLP-Druckers wird vom Hersteller mit 0,062 mm angegeben. Diese Werte ergeben also zusammen nahezu würfelförmige Elemente – ähnlich einem Voxel. Folglich könnte die Ausrichtung beim Drucken, durch eine Aufteilung des Bauraumes in gleichförmige Elemente an Bedeutung verloren haben.

Einige andere Autoren untersuchten die Einflüsse verschiedener Schichtdicken (25/50/100 μm) auf das Druckerzeugnis und konnten keinen Zusammenhang zwischen den Schichtdicken und der Qualität des Druckes feststellen. Da durch das Drucken dickerer (und damit weniger) Schichten eine Zeitersparnis resultiert, werden oftmals 0,1 mm Schichten empfohlen (44, 46, 47). Wir entschieden uns dennoch für 0,05 mm dicke Schichten beim Drucken. Der Studie vorangegangene Testdrucke mit 0,1 mm Schichtdicke zeigten eine gröbere Oberfläche und wurden von uns deshalb als

ungeeignet für die korrekte Herstellung der feinen Bracket-Platzierungsrahmen eingestuft.

Auf Grundlage dieser Beobachtungen erwies sich ein weiterer Druckparameter als relevant für die Oberflächenqualität der gedruckten Modelle: die Ausrichtung auf der Bauplattform wirkt sich auf die Schichtung beim Drucken aus. Die Auswirkungen waren auf den Oberflächen der Transfermodelle im Versuch als treppenstufenartige Strukturen (sogenannter Staircase-Effekt) mit bloßem Auge sichtbar. Deshalb gingen wir davon aus, dass unterschiedliche Ausrichtungen auf der Bauplattform die Genauigkeit der Transfermodelle beeinflussen würden und damit auch die Übertragungsgenauigkeiten beim folgenden indirekten Kleben. Es konnte jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsgruppen H und V festgestellt werden. Durch den Staircase-Effekt bedingte Ungenauigkeiten könnten jedoch durch nachfolgende Arbeitsschritte, insbesondere die Herstellung der druckgeformten Schienen, überdeckt worden und deshalb nicht statistisch nachweisbar sein. Eine Untersuchung der Genauigkeit der Transfermodelle der Versuchsgruppen H und V selbst wäre für eine abschließende Bewertung nötig.

Andere Studien, die sich auf die Analyse der Ausrichtung von Objekten auf der Bauplattform beim 3-D-Druck fokussierten, konnten deutliche Qualitätsunterschiede feststellen. Dennoch kommen die Autoren zu widersprüchlichen Ergebnissen und Empfehlungen für eine ideale Platzierung (31, 32).

Unkovskiy et al. identifizieren eine 45°-Angulation als genaueste beim SLA-Druck von verschiedenen angulierten Prüfkörpern (0°/45°/90°). Außerdem weisen sie darauf hin, dass auch die Anordnung auf der Bauplattform von Bedeutung für die Druckqualität ist. Dabei führten Objekte, die am Rand der Plattform platziert wurden, zu weniger akkuraten Ergebnissen als in der Mitte (34).

Bei einer Arbeit von Arnold et al. hingegen zeigten Modelle, die mit einem SLA-Drucker hergestellt wurden, bei einer 15°-Inklination die beste Oberflächenqualität. Außerdem wurde eine Anordnung im vorderen Bereich der Bauplattform empfohlen (33).

In einem weiteren Versuch mit einem SLA-Drucker kamen Rubayo et al. zu dem Ergebnis, dass mit 0° oder 45° gedruckte Bohrschablonen für Implantate die höchste Genauigkeit aufwiesen. Sie weisen auch darauf hin, dass durch die vielen verschiedenen

anwählbaren Parameter bei unterschiedlichen Studien, ein Vergleich dieser untereinander schwer ist (29).

Die Anordnung auf der Bauplattform wurde bei unseren Versuchen hauptsächlich nach Platz-Aspekten vorgenommen, damit pro Druckvorgang jeweils zwei (Gruppe H), beziehungsweise vier (Gruppe V) Transfermodelle hergestellt werden konnten. Die Anordnung kann deshalb nicht ausgewertet werden. Weitere Untersuchungen zu dieser Problematik sind folglich sinnvoll.

Die Stützstrukturen wurden von der Drucksoftware automatisch an den angulierten Transfermodellen angebracht und nur im Einzelfall manuell in der Software ergänzt. Außerdem wurden einzelne Stützen entfernt, wenn diese die Bracket-Transferrahmen berührten, um mögliche Einflüsse auf das indirekte Kleben zu minimieren. Eine systematische Auswertung des Einflusses der Stützstrukturen auf das Ergebnis der Studie ist deshalb nicht möglich.

Die Nachbehandlung der 3-D-gedruckten Transfermodelle mithilfe eines Ultraschallbades und Lichthärteofens wurde strikt nach den Empfehlungen des Herstellers vorgenommen, um eine Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Der Einfluss der Nachbehandlung der Transfermodelle auf die Ergebnisse kann deshalb nicht bewertet werden.

4.2.3 Gestaltung der Schiene

Eine besondere Rolle für die Genauigkeit beim indirekten Kleben von Attachments spielt die Gestaltung der Übertragungsschiene. In unserem Versuch wurde eine konventionelle, druckgeformte IDB-Schiene untersucht, die den kompletten Zahnbogen und etwa jeweils die Hälfte eines Attachments bedeckte. Zur Diskussion stehen also sowohl das gewählte Schienenmaterial als auch die Gestaltung und Herstellung der Schiene als wichtige Einflussfaktoren auf die Studienergebnisse.

In vielen Untersuchungen wurde die Genauigkeit von konventionellen Übertragungsschienen für das indirekte Kleben von Brackets und Röhrchen geprüft. Druckgeformte Schienen schnitten dabei stets schlechter ab als aus Silikon hergestellte Schienen, wenngleich beide klinisch akzeptable Ergebnisse zeigten (12, 13,

15). Castilla et al. testeten 2014 fünf verschiedene konventionell im Labor hergestellte Übertragungsschienen: darunter einfach oder zweischichtig vakuumgeformte, aus Polyvinylsiloxan hergestellte sowie Mischungen aus beiden. Während die Varianten mit Polyvinylsiloxan vergleichbare Ergebnisse lieferten, traten bei den vakuumgeformten Schienen signifikant höhere Abweichungen vor allem in der Vertikalen auf. Rotatorische Fehler wurden von den Autoren ebenfalls bemerkt, aber nicht genauer ausgewertet (12).

Vier Jahre später verglichen Schmid et al. die Übertragungsgenauigkeit von IDB-Schienen aus Silikon mit zweischichtig vakuumgeformten Schienen. Analog zu unseren Ergebnissen stellte man die größten Abweichungen für die vakuumgeformten Schienen linear in der Vertikalebene und angular für den Torque fest. Im direkten Vergleich der beiden Schienen wurde auch hier die Variante aus Silikon für die Anwendung empfohlen (15).

Trotz der bestehenden Studien entschieden wir uns für die Herstellung von einfachen druckgeformten Schienen. Da die digitale Planung und das Drucken der Transfermodelle bereits aufwendige Arbeitsschritte der IDB-Methode darstellen, sollte eine möglichst einfach und schnell herzustellende Schiene getestet werden. Die Anwendung im klinischen Alltag der Kieferorthopäden sollte auf diese Weise möglichst attraktiv gestaltet werden. Wir entschieden uns für das Material BIOPLAST® 2,0 × 125 mm (Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) nach einigen Testläufen mit anderen Produkten. Insbesondere durch die Dicke des Materials wurden nicht alle Unterschnitte und Details der Attachments in der druckgeformten Schiene abgebildet. Auf diese Weise konnte die richtige Balance zwischen ausreichendem Halt der Attachments und gleichzeitigem problemlosen Lösen der Brackets und Röhrchen aus der Schiene nach dem indirekten Kleben erreicht werden. Für weitere Untersuchungen bietet die vorgestellte Methodik jedoch auch die Freiheit, andere Arten konventioneller Schienen auf den Transfermodellen herzustellen.

Weitere Versuche zu anderen Gestaltungen der Schienen sind vorstellbar, um beispielsweise das Entfernen von Komposit-Überschüssen zu erleichtern. Dies war bei den druckgeformten Schienen in unserer Studie vor allem in koronaler Richtung erschwert, da jedes Bracket oder Röhrchen zur Hälfte von der Schiene bedeckt wurde. Zhang et al. untersuchten Unterschiede zwischen 3-D-gedruckten Einzelzahn-Schienen und solchen, die den kompletten Zahnbogen bedecken. Diese wurden außerdem mit

konventionellen doppelschichtigen thermogeformten Schienen verglichen. Man stellte fest, dass sowohl die 3-D-gedruckten Schienen als auch die konventionellen Varianten eine hohe Übertragungsgenauigkeit erreichten. Die konventionellen Schienen nahmen dabei jedoch weniger Herstellungszeit in Anspruch. Die für jeden einzelnen Zahn gedruckten Schienen schnitten im Vergleich zu kompletten Zahnbögen schlechter ab (22). Dennoch ist zu diskutieren, ob durch Schienen für einen kompletten Zahnbogen, die Übertragungsgenauigkeiten für die einzelnen Attachments wechselseitig beeinflusst werden. Eine Teilung der Schienen oder gar Übertragungskäppchen für einzelne Zähne könnten diese Wechselwirkungen minimieren. Weitere Studien dazu wären insbesondere deshalb interessant, weil eine Teilung der IDB-Schienen in Abschnitte auch den Prozess des indirekten Klebens klinisch einfacher gestalten könnte.

Im Zuge der Weiterentwicklung digitaler Workflows gewinnt auch das direkte 3-D-Drucken von Schienen an Bedeutung. Zahlreiche verschiedene Gestaltungen solcher IDB-Trays wurden bereits überprüft und für klinisch einsetzbar befunden (23, 27, 48). Insbesondere die Gestaltung der Halteelemente der Schienen für die Attachments erweist sich bei digital geplanten und 3-D-gedruckten Varianten im Vergleich zu konventionellen als wesentlich flexibler und kann deshalb auch den Prozess des indirekten Klebens vereinfachen. In unserer Arbeitsgruppe wurden aus diesem Grund in weiteren Studien Methoden untersucht, um Schienen für das indirekte Kleben direkt zu drucken oder diese von externen Dienstleistern herstellen zu lassen. Die Ergebnisse und Veröffentlichungen dazu erfolgten separat (35, 36).

4.2.4 Indirektes Kleben

Beim Arbeitsschritt des indirekten Klebens wird das Übertragungsergebnis insbesondere durch die Schienengestaltung und -positionierung aber auch durch anatomische Gegebenheiten beeinflusst.

Die Unterschiede bei der Übertragungsgenauigkeit zwischen den Zahngruppen und Kiefern könnten mit den verschiedenen Zahnformen sowie unterschiedlicher Zugänglichkeit beim Kleben zusammenhängen, da insbesondere nach posterior schlechtere Ergebnisse zu verzeichnen waren. Kim et al. diskutieren vor allem die unterschiedlich hohen Höckerspitzen der Molaren und Prämolaren als Schwierigkeit beim

indirekten Kleben (49). In anderen Studien wurden neben zahngruppenspezifischen und interindividuellen auch ethnische Unterschiede bei der Zahnform als Einflussgröße festgestellt (50), sodass hier auch die Auswahl der Patientenkohorte eine Rolle für die Ergebnisse spielen kann. Möhlhenrich et al. fanden beim indirekten Kleben von Brackets und Tubes mit Häkchen (auf die Canini und Molaren) schlechtere Ergebnisse und mehr Überschüsse von Klebematerial (51). Da die größten Abweichungen auch in unseren Versuchen an den Eckzähnen und Molaren festgestellt wurden und diese Zahngruppen (im Gegensatz zu den Inzisivi und Prämolaren) mit Häkchen versehen waren, kann das auf einen ähnlichen Zusammenhang hinweisen.

Zu viel, zu wenig oder unregelmäßiger Druck von okklusal auf die Übertragungsschiene während des Klebens kann zu Vertikalabweichungen führen. Einige Autoren konnten eine stärkere Abweichung nach okklusal feststellen. Dieses Ergebnis wurde mit einer mangelnden Passung der Übertragungsschiene auf den Zähnen in Verbindung gebracht (12, 15, 21). Ebenso wurde von Dörfer et al. beim indirekten Kleben mit druckgeformten Schienen eine thermoplastische Schrumpfung beobachtet, die die Passung, und damit die Übertragungsgenauigkeit beeinflusste. Dies führte vor allem nach posterior zu größeren Abweichungen der Bracketpositionen (13).

Wir konnten während unserer Versuche einen ähnlichen Effekt feststellen: Vor allem an den Inzisalkanten war zu sehen, dass die Schienen passiv nicht vollständig auf den Gipsmodellen auflagen. Sie mussten also während des Klebens durch Fingerdruck in die Endposition gebracht werden und boten somit eine Fehlerquelle (Abb. 7). In unserer Auswertung, sowie in anderen Studien wurde eine stärkere Abweichung in der Vertikalen nach gingival festgestellt (14). Jungbauer et al. diskutierten den Zusammenhang zwischen der Härte des Schienenmaterials und vertikalen Abweichungen, wobei weichere Varianten durch ihre Verformbarkeit eher Abweichungen nach gingival verursachen (26). Das Schienenmaterial kann neben dem Fingerdruck also ebenso unser Ergebnis beeinflusst haben.

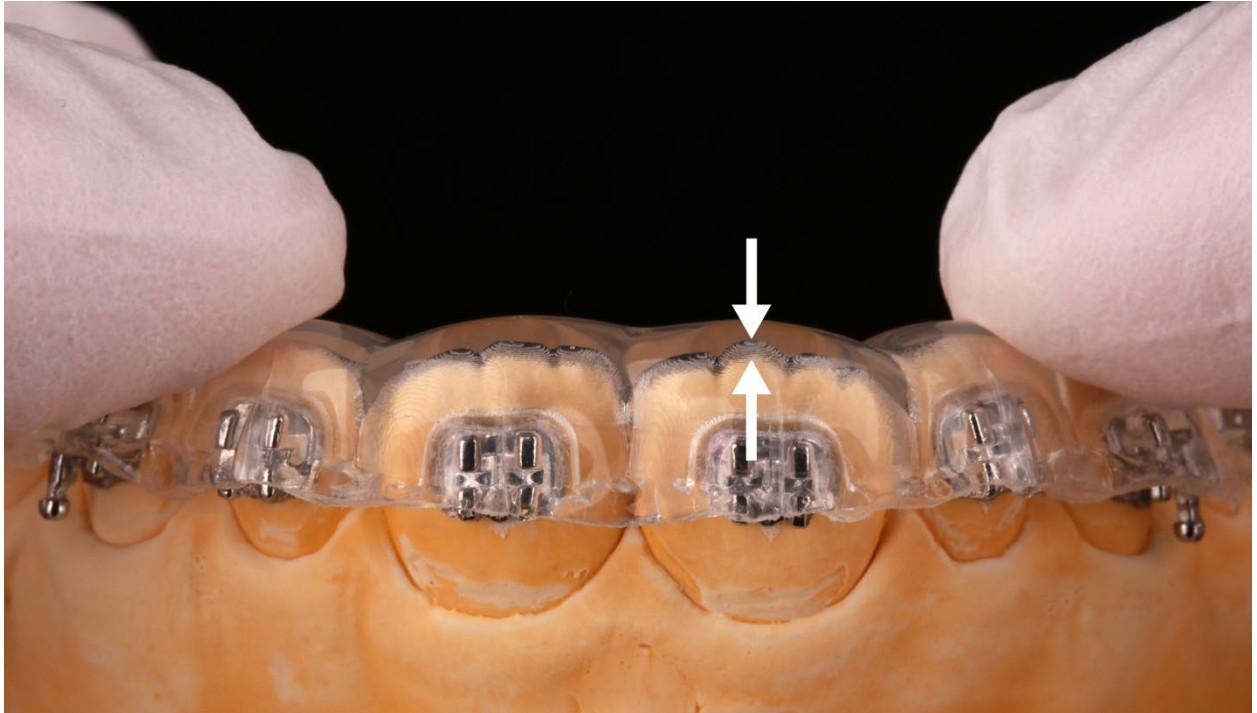


Abbildung 7: Testen der Passung einer fertigen Übertragungsschiene auf dem Gipsmodell vor dem indirekten Kleben der Attachments.

Die weißen Pfeile zeigen einen Spalt, der über Fingerdruck von okklusal beim Kleben eliminiert werden muss.

(aus Süpple et al. 2022 (37))

In orovestibulärer Richtung wurde die höchste Übertragungsgenauigkeit beobachtet. Nach vestibulär konnte sogar 0 % Abweichung außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs erzielt werden. Da die Rahmen der 3-D-gedruckten Transfermodelle in der Schiene als Negativform erscheinen, konnte überschüssiges Klebematerial in diese Räume hinein abfließen. Auf diese Weise war sichergestellt, dass sich überschüssiges Material nicht als Abweichung nach vestibulär bemerkbar macht und stets das Erreichen der gewünschten individuellen Bracketbasis erzielt wird (52). Als nachteilig erwiesen sich jedoch die teilweise vor der Lichthärtung nicht entfernbaren Komposit-Überschüsse, die klinisch eine Nacharbeitung erfordern (Abb. 8).



Abbildung 8: Komposit-Überschüsse in Form der Bracket-Platzierungsrahmen an Zahn 13 und 14 nach der Lichthärtung.

Besonders ausgeprägt sind die Überschüsse in okklusaler Richtung, da das Entfernen des Komposits vor der Lichthärtung durch die Schiene nicht möglich ist.

(aus Süpple et al. 2022 (37))

Die häufigsten Abweichungen außerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs waren in den angularen Dimensionen – insbesondere beim Torque – messbar. Diese hohe Fehlerquote könnte damit erklärt werden, dass die Brackets nach dem Zuschneiden der druckgeformten Übertragungsschienen vor allem über die koronal gelegenen Bracket-Flügel in der Schiene festgehalten wurden (Abb. 9). Dies war notwendig, um die richtige Balance zwischen der Stabilität der Bracketpositionen einerseits und dem Entfernen der Schiene ohne unerwünschtes Debonding nach dem Kleben andererseits zu ermöglichen. Die somit unweigerlich vorhandene rotatorische Bewegungsfreiheit der Brackets in der Schiene betrifft insbesondere den Torque. Ähnliche Ergebnisse wurden in anderen Studien aufgezeigt, die zugrundeliegenden Mechanismen jedoch meist nicht aufgeklärt (14, 20, 21).

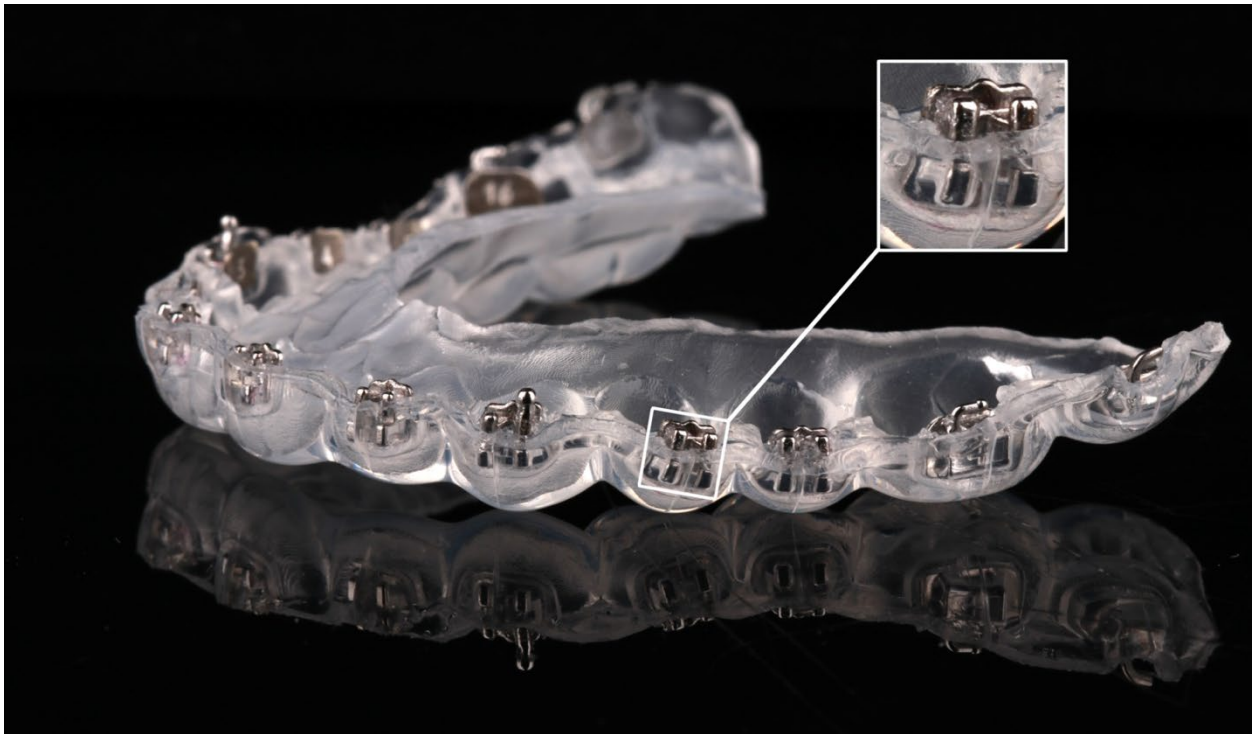


Abbildung 9: Übertragungsschiene mit Attachments und Detailansicht für das Bracket von Zahn 24.

Die Brackets werden vor allem über ihre koronal gelegenen Flügel in der Übertragungsschiene gehalten.

(modifiziert aus Süpple et al. 2022 (37))

4.3 Stärken und Schwächen der Studie

4.3.1 Studiendesign und In-vitro-Versuch

Die vorgelegten Ergebnisse zeichnen sich durch eine hohe Anzahl von Analysen (1453 Attachments insgesamt) aus, die in keiner vergleichbaren Studie realisiert wurde (12-15, 18, 20-22, 27). Um die klinischen Herausforderungen wie Zahnfehlstellungen, Dysgnathien und Engstände zu berücksichtigen, wurden verschiedene Patientenmodelle gewählt. Die zweiten Molaren wurden bei allen Modellen in die Analyse einbezogen. In der Literatur finden sich zahlreiche Studien, in welchen nur bis zu den ersten Molaren oder nur bis zu den zweiten Prämolaren geklebt wurde (12-14, 20-22). Da jedoch festgestellt wurde, dass Ungenauigkeiten vor allem nach posterior in schwer zugänglichen Bereichen auftreten (12-14), werteten neuere Untersuchungen auch bis zu den zweiten Molaren aus (18, 26, 27).

Nicht alle Herausforderungen, die klinisch auftreten, können mit einem In-vitro-Versuch simuliert werden: Speichelfluss, Zungenbewegung, Muskelzug, Mukosa, Mundöffnung oder Mitarbeit der Patienten. Weitere In-vivo-Studien sind daher erforderlich. Da die Gingiva beim Patienten als verdrängbares Weichgewebe auftritt und beim Gipsmodell starr ist, könnte dies außerdem die finalen Bracketpositionen einzelner Zähne im Versuch beeinflusst haben. An einzelnen problematischen Stellen musste deshalb vor dem indirekten Kleben die Gingiva am Gipsmodell radiert werden.

4.3.2 Auswertung der Übertragungsgenauigkeit

Für die Auswertung der Abweichungen der Attachmentpositionen wurden die Zahnoberflächen der Dateien aus der digitalen Planung mit den Scans der beklebten Gipsmodelle überlagert. Auf diese Weise konnte die digital geplante mit der tatsächlich erzielten Bracket- beziehungsweise Röhrchenposition verglichen und in je drei Ebenen und um drei Achsen angegeben werden. Eine digitale Analyse soll dabei zuverlässigere Ergebnisse erzielen als eine analoge Auswertung mittels Fotografie und Schieblehre (12, 13). Außerdem wird bei dieser Methode die gesamte Zahnoberfläche überlagert, anstatt nur einzelne Messpunkte zu nutzen (15). Koch et al. beschreiben in einer Publikation von 2022 ausführlich die in der Studie angewandte Überlagerung mithilfe der Software Geomagic Control® (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA). Ebenso stellen sie das zugrundeliegende Programmierungsskript zur Verfügung und erläutern die Vorteile der Methode (38).

Für die Digitalisierung der tatsächlich erzielten Bracketpositionen war es notwendig, vor dem optischen Scan ein Scanpulver aufzutragen (Abb. 10). Dieses verhinderte insbesondere Reflexionen der Metalloberflächen der Attachments. In der Literatur wird der Einsatz dieser Hilfsmittel kritisch diskutiert, da vor allem durch einen ungleichmäßigen Auftrag des Puders Ungenauigkeiten auf der zu scannenden Oberfläche erzeugt werden können (53, 54). Solche, durch das Pulver verursachten Fehler, könnten auch unsere Studie beeinflusst haben.

Ebenso ist die Qualität der Scans selbst zu diskutieren. Diese kann sowohl von der Erfahrung der scannenden Person als auch vom zu scannenden Objekt und dem Scanner selbst beeinflusst werden. Untersuchungen dazu zeigten jedoch trotz dieser

Variablen klinisch akzeptable Genauigkeiten der Methode (21, 55, 56). Auch Jungbauer et al. diskutieren den Einfluss des Scan-Puders auf die Genauigkeit sowie die Genauigkeit eines Zahnbogen-Scans. Sie sprechen sich für die Verwendung von Micro-CTs zur sichereren Auswertung aus, weisen jedoch auch darauf hin, dass diese nur in In-vitro-Versuchen angewendet werden können (26). Die Ermittlung der besten Variante zur Auswertung von sehr kleinen Positionierungsunterschieden bedarf demnach weiterer Untersuchungen (57).

Nicht zuletzt kann auch die statistische Auswertung die Interpretation der Ergebnisse einer Studie beeinflussen. Wir entschieden uns für die Auswertung mit einem linearen gemischten Modell. Diese statistische Berechnung wurde in keiner anderen ähnlich aufgebauten Studie angewendet. Das lineare gemischte Modell ist jedoch für unsere Versuche besonders geeignet, da die Faktoren nicht unabhängig voneinander betrachtet werden können: Alle Abweichungen passieren innerhalb einer zusammenhängenden Schiene, wodurch sich Fehler in einem Bereich der Schiene, zwangsläufig auf andere Bereiche auswirken müssten.



Abbildung 10: Scanpuder auf der Oberfläche eines Oberkiefer-Gipsmodells nach dem indirekten Kleben.

(Foto: J. Süpple)

4.4 Implikationen für zukünftige Forschung und die Praxis

Zur Übertragungsgenauigkeit von Schienen für das indirekte Kleben finden sich in der Literatur sehr heterogene Ergebnisse. Einflussfaktoren auf die Resultate sind unter anderem die Wahl der Materialien und Gestaltung der Schienen sowie eine konventionelle oder digitale Herstellungsweise. Bei digitalen Arbeitsschritten kommen

weitere Faktoren wie die Schichtdicke beim 3-D-Druck, Anordnung und Ausrichtung auf der Bauplattform und Stützstrukturen hinzu. Ebenso kann die Nachbehandlung der Druckerzeugnisse die Genauigkeit beeinflussen (45). Durch die Vielzahl an Einflussgrößen können zukünftige Studien zu einzelnen Parametern nur limitierte Empfehlungen für die Anwendung liefern. Ebenso sollten mehr Untersuchungen in vivo durchgeführt werden, um etwaige Probleme aufzudecken, welche in vitro unerkannt bleiben.

In der Praxis müssen je nach gewähltem Material und Hersteller die idealen Parameter für das indirekte Kleben individuell durch Testungen festgestellt werden.

Die Effizienz und Nachhaltigkeit der vorgestellten Arbeitsweise sollten vor der Implementierung in der Praxis kritisch hinterfragt werden. Arbeitsschritte und während des IDB-Workflows entstehende Produkte – insbesondere die Modelle und Schienen aus Kunststoffen – sollten weiterhin optimiert werden. Eine Reduktion der Arbeitsschritte sowie die Entwicklung und Verwendung nachhaltiger Produkte könnten die Methode attraktiver gestalten.

Die Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Kleben von Brackets und Röhrchen ist auch von der Durchführung der Schienenherstellung, den verwendeten Attachments und den Behandlungsschritten abhängig und unterliegt einer Lernkurve.

5 Schlussfolgerungen

Innerhalb eines klinisch akzeptablen Bereichs von $\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$ befinden sich 97 % der linearen und 82 % der angularen Abweichungen der Bracket- und Röhrenpositionen. Am häufigsten wurden lineare Abweichungen außerhalb dieses Bereichs in der Vertikalebene nach gingival gemessen und bei den angularen Abweichungen beim palatinalen Kronentorque. Insgesamt waren Abweichungen in den angularen Dimensionen (Torque, Rotation, Tip) häufiger als in den linearen Dimensionen (mesiodistal, vertikal, orovestibulär).

Die zwei verschiedenen Angulationen (15° und 75°) auf der Bauplatzform des 3-D-Druckers hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit der vorgestellten IDB-Methode.

Die gezeigte Methode wird insgesamt als klinisch einsetzbar bewertet. Voraussetzung dafür sind jedoch passende Hard- und Software sowie die Wahl der richtigen Druckparameter (wie zum Beispiel die Schichtdicke) beim 3-D-Druck.

Es konnte gezeigt werden, dass druckgeformte Übertragungsschienen klinisch akzeptable Übertragungsgenauigkeiten erzielen können. Weitere von unserer Methodik abweichende Gestaltungen oder Materialien für die IDB-Schienen sind jedoch denkbar.

Die 3-D-gedruckten Transfermodelle für die Herstellung von IDB-Schienen verbinden einen konventionellen mit einem digitalen Workflow und können auf diese Weise den Übergang zu einer Digitalisierung in der kieferorthopädischen Praxis erleichtern.

6 Literaturverzeichnis

1. 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):1-13.
2. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015;147(4):56-63.
3. Andrews LF. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod*. 1976;10(2):99-114.
4. Miethke RR, Melsen B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;116(3):329-335.
5. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1965;51(12):901-912.
6. Nawrocka A, Lukomska-Szymanska M. The indirect bonding technique in orthodontics - a narrative literature review. *Materials (Basel)*. 2020;13(4):1-8.
7. 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.
8. Pamukçu H, Özsoy Ö P. Indirect Bonding Revisited. *Turk J Orthod*. 2016;29(3):80-86.
9. 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):1-11.
10. Menini A, Cozzani M, Sfondrini MF, Scribante A, Cozzani P, Gandini P. A 15-month evaluation of bond failures of orthodontic brackets bonded with direct versus indirect bonding technique: a clinical trial. *Prog Orthod*. 2014;15(1):1-6.
11. 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.

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):607-614.
13. Dörfer S, König M, Jost-Brinkmann P-G. Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Platzieren von Brackets. *Kieferorthopädie.* 2006;20(2):91-104.
14. Grünheid T, Lee MS, Larson BE. Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod.* 2016;86(3):468-474.
15. 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.
16. Sheridan JJ. The Readers' Corner. 1. Do you use indirect bonding? *J Clin Orthod.* 2004;38(10):543-544.
17. De Oliveira NS, Rossouw E, Lages EMB, Macari S, Pretti H. Influence of clinical experience on accuracy of virtual orthodontic attachment bonding in comparison with the direct procedure. *Angle Orthod.* 2019;89(5):734-741.
18. 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):133-145.
19. 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.
20. 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;24:3889-3897.
21. 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.
22. Zhang Y, Yang C, Li Y, Xia D, Shi T, Li C. Comparison of three-dimensional printing guides and double-layer guide plates in accurate bracket placement. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):1-8.
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.* 2019;90(1):92-99.

24. Faus-Matoses I, Guinot Barona C, Zubizarreta-Macho Á, Paredes-Gallardo V, Faus-Matoses V. A novel digital technique for measuring the accuracy of an indirect bonding technique Using fixed buccal multibracket appliances. *J Pers Med.* 2021;11(9):1-9.
25. Xue C, Xu H, Guo Y, Xu L, Dhimi 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):269-277.
26. Jungbauer R, Breunig J, Schmid A, Hübner 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. *Appl Sci.* 2021;11(13):1-14.
27. Park J-H, Choi J-Y, Oh SH, Kim S-H. Three-dimensional digital superimposition of orthodontic bracket position by using a computer-aided transfer jig system: an accuracy analysis. *Sensors.* 2021;21(17):1-17.
28. 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(Epub ahead of print):1-8.
29. Rubayo DD, Phasuk K, Vickery JM, Morton D, Lin WS. Influences of build angle on the accuracy, printing time, and material consumption of additively manufactured surgical templates. *J Prosthet Dent.* 2020;126(5):658-663.
30. Tee YL, Tran JP, Leary M, Pille P, Brandt M. 3D printing of polymer composites with material jetting: mechanical and fractographic analysis. *Addit Manuf.* 2020;36:1-14.
31. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Soeda Y, Katheng A, Otake R, Minakuchi S. Effect of printing direction on the accuracy of 3D-printed dentures using stereolithography technology. *Materials (Basel).* 2020;13(15):1-12.
32. 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.* 2019;124(4):468-475.
33. 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):1-15.
34. Unkovskiy A, Bui PH-B, 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.
35. 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. *J Clin Med.* 2022;11(5):1-14.
 36. 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(Epub ahead of print):1-10.
 37. Süpple J, Jost-Brinkmann P, Koch P. Konventionell trifft digital: Indirektes Kleben mit 3-D-gedruckten Bracket-Transfermodellen. *Kieferorthopädie.* 2022;36(1):7-14.
 38. Koch PJ, Albrecht M, Lin WC, Jost-Brinkmann PG. Accuracy of indirect bonding trays - a measurement algorithm. *Int J Comput Dent.* 2022;Epub ahead of print:1-25.
 39. 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. American Board of Orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(5):589-599.
 40. Rey-Joly Maura C, Godinho J, Amorim M, Pinto R, Marques D, Jardim L. Precision and trueness of maxillary crowded models produced by 2 vat photopolymerization 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2021;160(1):124-131.
 41. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2020;24(2):701-710.
 42. Sherman SL, Kadioglu O, Currier GF, Kierl JP, Li J. Accuracy of digital light processing printing of 3-dimensional dental models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;157(3):422-428.
 43. 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.
 44. Aretxabaleta M, Unkovskiy A, Koos B, Spintzyk S, Xepapadeas AB. Accuracy evaluation of additively and subtractively fabricated palatal plate orthodontic

- appliances for newborns and infants—an in vitro study. *Materials*. 2021;14(15):1-19.
45. 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;109:1-10.
46. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017;152(4):557-565.
47. Loflin WA, English JD, Borders C, Harris LM, Moon A, Holland JN, Kasper FK. Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019;156(2):283-289.
48. Nichols DA, Gardner G, Carballeyra AD. Reproducibility of bracket positioning in the indirect bonding technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(5):770-776.
49. 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.
50. Palone M, Spedicato GA, Lombardo L. Analysis of tooth anatomy in adults with ideal occlusion: A preliminary study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2020;157(2):218-227.
51. 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):1-10.
52. Thomas RG. Indirect bonding: simplicity in action. *J Clin Orthod*. 1979;13(2):93-106.
53. 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.
54. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, Neves FD. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):377-383.

-
55. Kang S-J, Kee Y-J, Lee KC. Effect of the presence of orthodontic brackets on intraoral scans. *Angle Orthod.* 2020;91(1):98-104.
 56. Brown GB, Currier GF, Kadioglu O, Kierl JP. Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;154(5):733-739.
 57. 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, Julia Süpple, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: [*Übertragungsgenauigkeit von Schienen für das indirekte Kleben von Brackets auf Basis von 3-D-gedruckten Transfermodellen / Transfer accuracy of indirect bonding trays for brackets based on 3D printed transfer models*] selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

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

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

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

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

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

Datum

Unterschrift

Anteilerklärung an der erfolgten Publikation

Julia Süpplé hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: 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. *Journal of Clinical Medicine*. 2021;10(9):2002.

Beitrag im Einzelnen:

Die vorgestellte Studie habe ich (Doktorandin Julia Süpplé) ab der Konzeption begleitet. Eine entsprechende Literaturrecherche zur Thematik wurde von mir selbstständig durchgeführt. Die Beschaffung und Finanzierung der genutzten Materialien und Geräte wurde durch Petra Julia Koch (im Folgenden P.J.K. genannt) und mich organisiert. Das von P.J.K. und Prof. Dr. Paul-Georg Jost-Brinkmann (im Folgenden P.-G.J.-B. genannt) vorgeschlagene Studienthema steht in engem Zusammenhang mit den Promotionsprojekten von Julius von Glasenapp (im Folgenden J.v.G. genannt) und Eva Hofmann (im Folgenden E.H. genannt), weshalb wir uns bei vielen Arbeitsschritten wechselseitig unterstützt und beraten haben. Der von P.J.K. konzipierte Versuchsaufbau und die Fragestellung wurden von mir weiterentwickelt und alle zugrundeliegenden Vorversuche, Versuche und die Software-Analyse selbstständig durchgeführt. Die für die Software-Analyse genutzte Programmierung wurde von P.J.K. konzipiert und zur Verfügung gestellt. Die statistische Auswertung wurde nach Rücksprache mit der statistischen Beratungsstelle des Instituts für Biometrie und Klinische Epidemiologie (Charité – Universitätsmedizin Berlin), in enger Abstimmung mit P.J.K., J.v.G. und von mir selbstständig durchgeführt und ausgewertet. Die Ergebnisse der Auswertung wurden von mir, in Zusammenarbeit mit P.J.K., interpretiert, diskutiert und deren klinische Bedeutung evaluiert. Das Manuskript, sowie Fotos, Abbildungen und Tabellen wurden von mir selbstständig verfasst, visualisiert und zusammengestellt. P.J.K. und P.-G.J.-B. haben alle Arbeitsschritte betreut, korrigiert und validiert. Außerdem unterstützten mich J.v.G. und E.H. durch Optimierungsvorschläge. Korrekturen und Anmerkungen des Peer-Review wurden durch P.J.K. und mich vor der Veröffentlichung der Publikation geprüft und umgesetzt.

Unterschrift, Datum und Stempel des/der erstbetreuenden Hochschullehrers/in

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

Auszug aus der Journal Summary List

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2019** Selected Editions: SCIE,SSCI Selected
 Categories: "**MEDICINE, GENERAL and INTERNAL**"
 Selected Category Scheme: WoS
Gesamtanzahl: 165 Journale

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
1	NEW ENGLAND JOURNAL OF MEDICINE	347,451	74.699	0.660800
2	LANCET	256,199	60.392	0.437300
3	JAMA-JOURNAL OF THE AMERICAN MEDICAL ASSOCIATION	158,632	45.540	0.290050
4	Nature Reviews Disease Primers	7,567	40.689	0.032310
5	BMJ-British Medical Journal	118,586	30.223	0.145170
6	ANNALS OF INTERNAL MEDICINE	58,033	21.317	0.091210
7	JAMA Internal Medicine	17,260	18.652	0.086180
8	PLOS MEDICINE	32,312	10.500	0.065990
9	Journal of Cachexia Sarcopenia and Muscle	3,553	9.802	0.007860
10	Cochrane Database of Systematic Reviews	67,763	7.890	0.134360
11	CANADIAN MEDICAL ASSOCIATION JOURNAL	15,212	7.744	0.016160
12	JOURNAL OF TRAVEL MEDICINE	2,659	7.089	0.006360
13	MAYO CLINIC PROCEEDINGS	15,627	6.942	0.024990
14	JOURNAL OF INTERNAL MEDICINE	10,912	6.871	0.014180
15	BMC Medicine	15,204	6.782	0.042500
16	MEDICAL JOURNAL OF AUSTRALIA	11,075	6.112	0.011070
17	Translational Research	4,043	5.411	0.008350
18	JOURNAL OF THE ROYAL SOCIETY OF MEDICINE	4,214	5.238	0.002580
19	JAMA Network Open	2,239	5.032	0.007660

20	Deutsches Arzteblatt International	4,817	4.796	0.007380
21	ANNALS OF FAMILY MEDICINE	5,567	4.686	0.010880
22	JOURNAL OF GENERAL INTERNAL MEDICINE	20,229	4.597	0.026960
23	AMERICAN JOURNAL OF MEDICINE	24,975	4.529	0.024230
24	Journal of Personalized Medicine	617	4.433	0.001950
25	AMERICAN JOURNAL OF PREVENTIVE MEDICINE	23,547	4.420	0.040180
26	European Journal of Internal Medicine	4,933	4.329	0.010280
27	AMYLOID-JOURNAL OF PROTEIN FOLDING DISORDERS	1,486	4.323	0.002920
28	BRITISH JOURNAL OF GENERAL PRACTICE	6,669	4.190	0.008670
29	Frontiers in Medicine	3,034	3.900	0.009870
30	PREVENTIVE MEDICINE	17,316	3.788	0.030080
31	PALLIATIVE MEDICINE	5,413	3.739	0.008460
32	AMERICAN JOURNAL OF CHINESE MEDICINE	3,531	3.682	0.002970
33	MEDICAL CLINICS OF NORTH AMERICA	3,161	3.529	0.004080
34	EUROPEAN JOURNAL OF CLINICAL INVESTIGATION	6,344	3.481	0.006590
35	PANMINERVA MEDICA	806	3.467	0.000660
36	Journal of Clinical Medicine	5,214	3.303	0.010940
37	ANNALS OF MEDICINE	4,510	3.243	0.005190
38	CANADIAN FAMILY PHYSICIAN	3,833	3.112	0.005150

Publikation

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.

<https://doi.org/10.3390/jcm10092002>

Article

Accurate Bracket Placement with an Indirect Bonding Method Using Digitally Designed Transfer Models Printed in Different Orientations—An In Vitro Study

Julia Süpple , Julius von Glasenapp, Eva Hofmann , Paul-Georg Jost-Brinkmann  and Petra Julia Koch * 

Department of Orthodontics, Dentofacial Orthopedics and Pedodontics, Charité Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Corporate Member of Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Alßmannshäuser Straße 4-6, 14197 Berlin, Germany;

julia.suepple@charite.de (J.S.); julius.von-glasenapp@charite.de (J.v.G.); eva.hofmann@charite.de (E.H.);

paul-g.jost-brinkmann@charite.de (P.-G.J.-B.)

* Correspondence: petra-julia.koch@charite.de



Citation: Süpple, J.; von Glasenapp, J.; Hofmann, E.; Jost-Brinkmann, P.-G.; Koch, P.J. 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*, 2002. <https://doi.org/10.3390/jcm10092002>

Academic Editors: Falk Schwendicke and Gianrico Spagnuolo

Received: 20 March 2021

Accepted: 4 May 2021

Published: 7 May 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Objective: A digital workflow opens up new possibilities for the indirect bonding (IDB) of brackets. We tested if the printing orientation for bracket transfer models on the build platform of a 3D printer influences the accuracy of the following IDB method. We also evaluated the clinical acceptability of the IDB method combining digitally planned and printed transfer models with the conventional fabrication of pressure-molded transfer trays. Materials and Methods: In total, 27 digitally planned bracket transfer models were printed with both 15° and 75° angulation from horizontal plane on the build platform of a digital light processing (DLP) printer. Brackets were temporarily bonded to the transfer models and pressure-molded trays were produced on them. IDB was then performed using the trays on the respective plaster models. The plaster models were scanned with an optical scanner. Digitally planned pre-bonding and scanned post-bonding bracket positions were superimposed with a software and resulted in three linear and three angular deviations per bracket. Results: No statistically significant differences of the transfer accuracy of printed transfer models angulated 15° or 75° on the 3D printer build platform were found. About 97% of the linear and 82% of the angular deviations were within the clinically acceptable range of ±0.2 mm and ±1°, respectively. The highest inaccuracies in the linear dimension occurred in the vertical towards the gingival direction and in the angular dimension in palatal crown torque. Conclusion: For the IDB method used, the printing orientation on the build platform did not have a significant impact on the transfer accuracy.

Keywords: indirect bonding; transfer accuracy; transfer tray; transfer model; printing orientation; CAD/CAM; digital light processing; 3D printing

1. Introduction

In the beginning of the 1970s L. F. Andrews introduced the straight-wire appliance and, ever since, accurate bracket placement has been an important objective for orthodontists. Tooth movement was no longer achieved by time-consuming wire-bending, but integrated into the bracket design with a predetermined slot angulation. Accurate bracket positioning of the straight-wire appliance is supposed to result in a correct slot angulation causing the intended tooth movement and treatment outcome [1,2].

Direct bonding is the most frequently used method to attach a straight-wire appliance to the patients' teeth. Every bracket is bonded separately [3]. To accelerate and facilitate this process and to increase the comfort for patient and orthodontist, Silverman et al. developed indirect bonding (IDB) in 1972. A laboratory-made transfer tray containing the brackets allowed to simultaneously bond them to a group of teeth.

In the conventional IDB workflow, a dental impression is taken to create a dental cast. Brackets are temporarily attached to the model and a transfer tray is produced on top of

it [4]. Many different designs and materials for conventional IDB trays have been tested since and show clinical applicability. Most commonly used in the conventional workflow are polyvinyl siloxane and single- or double-vacuum-formed trays, as well as combinations of both [5–8]. However, these procedures require extra time for taking the impression and extra laboratory steps for producing the tray, which increases the expenses [9]. Thus, only about 12% of the clinicians are using it so far [10].

In recent years, CAD/CAM allowed a digital workflow for IDB. Intraoral scanners provide 3D data of the dental arches that can be imported into software programs. An orthodontic treatment can then be planned virtually, including the precise digital placement of brackets [11]. Based on these data, transfer models or trays can be 3D printed with various printer types for indirect bonding.

The 3D printing of IDB trays was investigated in only a few in vitro studies. The testing of different materials and designs endorses their clinical usability [12–16].

However, the printing of dental models was the objective of various investigations. Especially the digital light processing (DLP) printers, as used in our study, show high precision in printing dental models and are commonly used in orthodontics [17,18].

A frequently mentioned problem in 3D printing that might affect the accuracy is the printing orientation on the build platform. To place as many models as possible, they are often arranged vertically. The staircase effect that is caused by printing in layers appears different depending on the orientation on the platform and affects the surface quality [19]. More knowledge is needed about the impact of this printing parameter on the accuracy. There is limited information available about the testing of different orientations and not for all printer types, materials, and object geometries. This has led to inconsistent recommendations [19–21].

For our study, we 3D printed transfer models with frames for every bracket position to produce IDB trays. Our aim was to test different printing orientations on the build platform in two groups. We asked whether the printing orientation influences the accuracy and if the IDB method used—combining both the conventional and digital workflow—transfers the brackets with clinically acceptable accuracy (Figure 1).

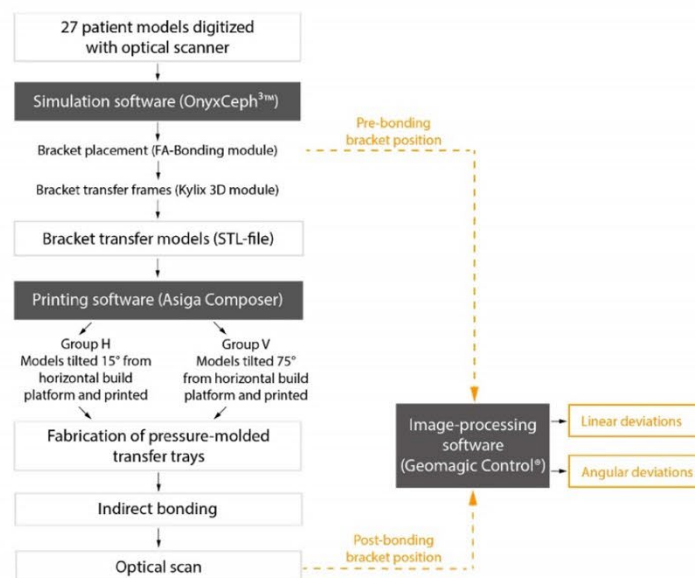


Figure 1. Flow chart of the IDB workflow and analysis of transfer accuracy with bracket position deviations.

2. Materials and Methods

Plaster models of 27 patients with permanent dentition and in need of orthodontic treatment were digitized with an optical scanner (TRIOS[®]3W, 3Shape, Copenhagen, Denmark). The scans were saved as standard tessellation language (STL) files and imported to the treatment simulation software OnyxCeph^{3™} (Image Instruments, Chemnitz, Germany). All bracket positions were determined and virtually placed using the OnyxCeph^{3™} FA-Bonding module. The patient models were planned with metal brackets (0.018-inch slots) for incisors, canines and premolars (discovery[®] smart, Dentaaurum, Ispringen, Germany) and metal tubes for the first and second molars (Ortho-Cast M-Series, Dentaaurum, Ispringen, Germany) in the upper and lower jaw. Eight patient models got ceramic brackets (discovery[®] pearl, Dentaaurum, Ispringen, Germany) from the second premolar on one side to the second premolar on the contralateral side in the upper jaw. The pre-bonding bracket positions were set for every tooth including the first and second molars. Based on the determined bracket positions, frames were virtually created around every bracket in the OnyxCeph^{3™} Kylix 3D module (Image Instruments, Chemnitz, Germany). All transfer models including the bracket frames were exported as STL files. The parameters used for the dimension of the frames are shown in Figure 2.

The image shows a software interface for the OnyxCeph 3D Kylix module. It is divided into two main sections: 'Kylix' and 'Base'. Each section contains input fields for dimensions and a 3D visualization of a bracket frame.

Kylix Section:

- Width Segment [mm]: 1,00
- Thickness [mm]: 0,50
- Distance Bracket: 0,10
- Depth (maximum) [mm]: 3,00
- Distal (Lingual) and Distal (Buccal) labels are present.
- A 3D visualization of a blue bracket frame is shown with 'Apical' labeled below it.
- Buttons: 'Create' and 'Delete'.

Base Section:

- Width Segment [mm]: 1,00
- Thickness [mm]: 1,00
- Depth [mm]: 3,00
- Distal (Lingual) and Distal (Buccal) labels are present.
- A 3D visualization of a blue bracket frame is shown with 'Apical' labeled below it.
- Buttons: 'Create' and 'Delete'.

Figure 2. Parameters used in the OnyxCeph^{3™} Kylix 3D module (Image Instruments, Chemnitz, Germany).

2.1. Printing the Bracket Transfer Models

The STL files of the transfer models were imported to the Asiga MAX™ printer software (Asiga Composer, Scheu Dental, Iserlohn, Germany). All 27 patient models were sent to a 3D printer with DLP technology (Asiga MAX™, Scheu Dental, Iserlohn, Germany). They were oriented horizontally or vertically on the build platform of the printer (Figure 3).

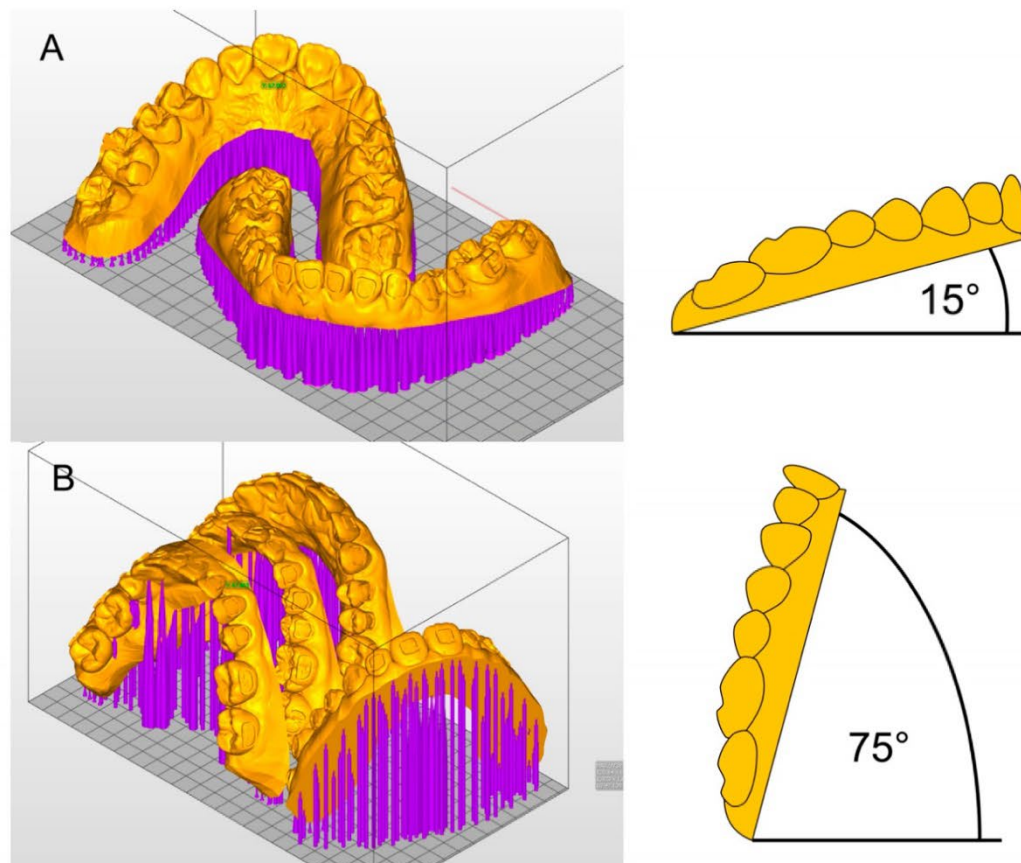


Figure 3. Printing orientation in (A) Group H and (B) Group V in Asiga MAX™ printer software (Asiga Composer, Scheu Dental, Iserlohn) and model angulations.

(A) Group H: 27 models were tilted 15° from the horizontal build platform and printed. One patient model per print (upper and lower jaw) was placed on the build platform and printed in 30 to 45 min.

(B) Group V: another 27 models were tilted 15° from the vertical line (75° from the horizontal build platform), which allowed the placement of two sets of patient models on the platform. One print took 75 to 90 min.

Light-curing methacrylate-based resin (IMPRIMO® LC model, Scheu Dental, Iserlohn, Germany) was used for printing. A slice thickness of 0.05 mm was chosen. Support structures were added automatically and without connection to the frames. To attach the support structures securely to the build platform, a 0.3 mm thick base plate was created. After printing, the models were detached from the build platform and the support structures were removed with a scraper. As recommended by the printer producer, the models

were then immersed into an ultrasonic cleaning device (IMPRIMO® Clean, Scheu Dental, Iserlohn, Germany) filled with a butyldiglycol-based detergent solution (IMPRIMO® Cleaning Liquid, Scheu Dental, Iserlohn, Germany) for 10 min. The models were then light-cured for five minutes using a resin-specific program with a wavelength of 405 nm in a nitrogen environment (IMPRIMO® Cure, Scheu Dental, Iserlohn, Germany). A finished transfer model is shown in Figure 4A.

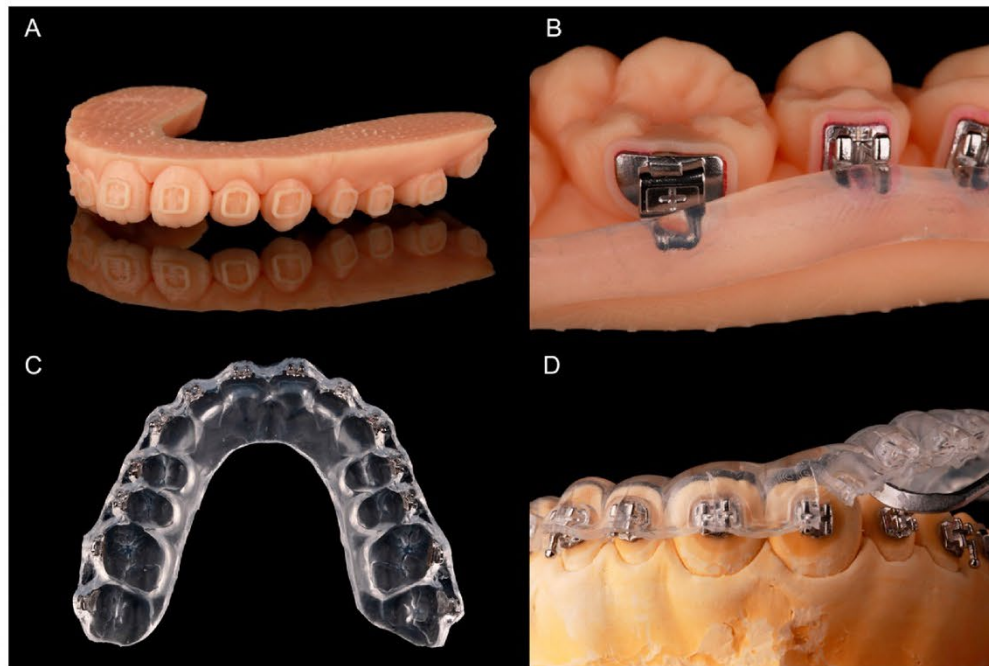


Figure 4. Fabricating the pressure-molded transfer trays: (A) printed model with frames for brackets and tubes; (B) provisory bonded brackets and tubes with silicone for blocking-out; (C) pressure-molded transfer tray with embedded brackets and tubes; (D) tray removal with a scaler after bonding.

2.2. Fabricating the Pressure-Molded Transfer Trays

All brackets were temporarily bonded into their frames with a water-soluble adhesive (Ortho Laboratory Adhesive for Indirect Bonding, 3M™ Unitek, St. Paul, MN, USA). The brackets were then blocked out up to the middle of the slots with a silicone (SIL-KITT®, Scheu Dental, Iserlohn, Germany). The hooks of the molar tubes were also covered (Figure 4B). The models were placed into a pressure molding machine (BIOSTAR®, Scheu Dental, Iserlohn, Germany) to produce an ethylene-vinyl acetate tray (BIOPLAST® 2.0 × 125 mm, Scheu, Iserlohn, Germany). The tray—containing the brackets—was cut into shape (Figure 4C) and put into water for 30 min to dissolve the adhesive. To allow an easy removal of the tray after IDB, it was cut with a scalpel from the margin to the middle of the brackets or tubes.

2.3. Bracket Bonding

Plaster models for every patient were cast using silicone forms of the initial patient situation.

The facial tooth surfaces of the plaster models were cleaned with isopropanol and Transbond™ XT Primer (3M Unitek Deutschland, Neuss, Germany) was applied on the

expected bracket positions. The bracket bases were cleaned with a cotton pellet soaked in acetone and Transbond™ XT (3M Unitek Deutschland, Neuss, Germany) was allocated to them. Afterwards, the tray was put on the model and material excess of the composite was removed with a dental probe. Every bracket was light-cured with 3200 mW/cm^2 in the extra power light polymerization mode (Valo® Cordless, Ultradent Products, Cologne, Germany) for 12 s while holding the tray in place with slight and even occlusal pressure. The tray was then removed with the help of a scaler (Figure 4D).

2.4. Comparing Pre- and Post-Bonding Bracket Position

A scanning powder (METAL-POWDER Dry blue, R-dental Dentalerzeugnisse, Hamburg, Germany) was sprayed on the plaster models to avoid reflections from the metal surfaces. Every model was scanned to digitize the post-bonding bracket positions (TRIOS®3W, 3Shape, Copenhagen, Denmark). Both pre- and post-bonding STL data were imported to Geomagic Control® (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA). Every tooth was cut out and saved both in pre- and post-bonding situation. In the image-processing software, the corresponding teeth were superimposed with a local best-fit alignment (Figure 5) and resulted in three linear and three angular measurements for each bracket.

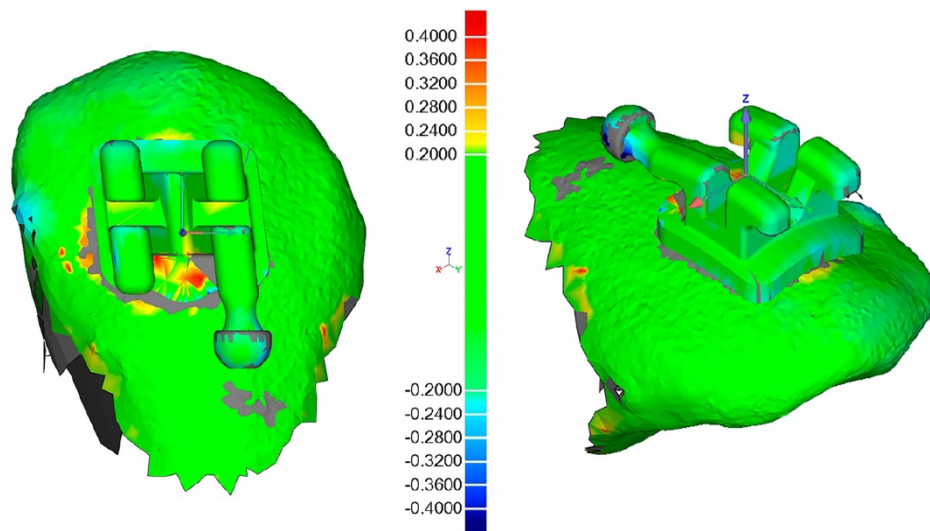


Figure 5. Illustration of the output from the superimposition in Geomagic Control® software (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) for tooth 13 of a random patient.

2.5. Statistical Analysis

All measurements were inserted into the SPSS software (IBM SPSS Statistics 27, Armonk, NY, USA). Means and standard deviations of the absolute numbers were calculated for the tooth groups (incisors/canines/premolars/molars) in Groups H and V.

A linear mixed model was conducted two times: one using all linear dimensions (mesiodistal/vertical/orovestibular) as dependent variable and one using all angular dimensions (torque/rotation/tip). The Groups H and V, upper and lower jaw, as well as the tooth groups (incisor/canine/premolar/molar) were set as factors.

3. Results

We analyzed the transfer accuracy of 1453 brackets and tubes, 729 in Group H (15° angulation) and 724 in Group V (75° angulation). Overall, 11 teeth of the 27 patient models

were missing due to agenesis or early tooth loss. In total, 15 brackets in Group H were lost during the transfer procedure and 17 in Group V. One bracket position analysis in Group H and four in Group V were considered invalid due to a failing superimposition in the Geomagic software.

The linear mixed model shows no significant difference between Groups H and V in the linear or angular dimensions (Table 1).

Table 1. Mixed model: Fixed effects for the linear and angular dimension.

Factors	p-Value	
	Linear Dimension	Angular Dimension
Groups (H/V)	0.60	0.71
Dimensions (linear/angular)	0.00 *	0.24
Tooth groups (incisors/canines/premolars/molars)	0.01 *	0.00 *
Jaws (upper/lower)	0.00 *	0.06
Groups × dimensions ^a	0.17	0.34
Groups × tooth groups ^a	0.06	0.04 *
Groups × upper and lower jaw ^a	0.88	0.78
Dimensions × tooth groups ^a	0.27	0.00 *
Dimensions × upper and lower jaw ^a	0.98	0.71
Tooth groups × upper and lower jaw ^a	0.32	0.41

* $p < 0.05$ indicates statistical significance. ^a interaction between the factors (×).

However, deviations in the tooth groups (of both Group H and V) are significant for every dimension: In the linear dimension the molars show the worst and the canines the best results of transfer accuracy, while in the angular dimension it is the other way round.

A significant difference between upper and lower jaw exists in the overall linear dimension, showing better transfer accuracy in the lower jaw.

Table 2 presents the means and standard deviations of the transfer accuracy in all dimensions as calculated with absolute numbers. The best linear transfer accuracy is achieved in the orovestibular direction with a mean deviation of 0.03 mm in Group H and 0.02 mm in Group V. The vertical dimension shows a mean deviation of 0.08 mm in Groups H and V and is, therefore, the most inaccurate. The overall deviations for each of the three linear directions are statistically significant (Table 1).

Table 2. Differences between pre- and post-bonding positions in Group H and V for different tooth types.

Tooth Type	Group	n ^a	Mean ^b ± SD					
			Mesiodistal (mm)	Vertical (mm)	Orovestibular (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Incisors	H	210	0.05 ± 0.04	0.07 ± 0.05	0.02 ± 0.02	0.49 ± 0.36	0.53 ± 0.47	0.77 ± 0.61
	V	209	0.05 ± 0.04	0.07 ± 0.06	0.02 ± 0.02	0.50 ± 0.40	0.55 ± 0.46	0.79 ± 0.60
Canines	H	107	0.07 ± 0.06	0.07 ± 0.07	0.03 ± 0.05	0.64 ± 0.55	0.82 ± 0.80	0.72 ± 0.65
	V	106	0.06 ± 0.06	0.07 ± 0.07	0.03 ± 0.03	0.64 ± 0.53	0.72 ± 0.69	0.67 ± 0.54
Premolars	H	207	0.07 ± 0.07	0.09 ± 0.07	0.02 ± 0.02	0.80 ± 0.59	0.67 ± 0.69	0.55 ± 0.48
	V	206	0.06 ± 0.07	0.08 ± 0.06	0.02 ± 0.05	0.74 ± 0.58	0.59 ± 0.67	0.56 ± 0.54
Molars	H	205	0.06 ± 0.07	0.09 ± 0.06	0.03 ± 0.03	0.68 ± 0.49	0.56 ± 0.62	0.23 ± 0.26
	V	203	0.06 ± 0.07	0.10 ± 0.08	0.03 ± 0.03	0.79 ± 0.68	0.56 ± 0.64	0.26 ± 0.37
Total	H	729	0.06 ± 0.06	0.08 ± 0.06	0.03 ± 0.03	0.65 ± 0.51	0.62 ± 0.64	0.55 ± 0.55
	V	724	0.06 ± 0.06	0.08 ± 0.07	0.02 ± 0.04	0.67 ± 0.57	0.59 ± 0.61	0.56 ± 0.55

^a number of brackets used for analysis. ^b mean calculated with absolute numbers of transfer deviations.

No significant difference was found for the angular dimensions (Table 1). A mean deviation of 0.55° in Group H and 0.56° in Group V reveals that tip is transferred most accurately. A mean of 0.65° in Group H and 0.67° in Group V identifies torque to be the most inaccurately transferred angular dimension (Table 2).

We considered linear deviations of ± 0.2 mm and angular deviations of $\pm 1^\circ$ clinically acceptable. The percentage of transfers outside of the acceptable range is presented in Table 3.

Table 3. Prevalence of bracket transfers outside of the clinically acceptable range in Group H and V for different tooth types.

Tooth Type	Group	Mesiodistal (%)		Vertical (%)		Orovestibular (%)		Torque (%)		Rotation (%)		Tip (%)	
		Mesial	Distal	Occlusal	Gingival	Oral	Vestibular	PCT	LCT	MR	DR	MCT	DCT
Incisors	H	0.5	0.0	0.5	1.4	0.0	0.0	7.1	1.0	5.2	8.1	15.7	17.1
	V	0.0	1.0	0.5	2.9	0.0	0.0	8.6	1.0	6.2	6.7	18.2	12.0
Canines	H	3.7	0.0	0.0	5.6	0.9	0.0	15.0	1.9	5.6	22.4	15.9	9.3
	V	2.8	0.0	0.9	3.8	0.0	0.0	17.0	2.8	6.6	14.2	7.5	15.1
Premolars	H	2.9	1.0	1.0	3.9	0.0	0.0	31.4	2.9	3.4	15.0	6.8	5.8
	V	1.9	0.5	0.5	4.4	0.5	0.0	22.8	2.4	8.3	7.8	9.7	4.9
Molars	H	4.9	1.5	0.0	4.9	0.5	0.0	20.5	1.5	11.2	4.4	0.5	1.5
	V	0.5	3.0	0.0	9.9	0.5	0.0	23.6	1.5	12.8	3.9	2.0	2.5
Total	H	1.9	1.6	0.4	3.7	0.3	0.0	18.9	1.8	6.4	11.1	8.0	9.3
	V	1.1	1.2	0.4	5.4	0.3	0.0	18.1	1.8	8.7	7.3	9.7	7.7

PCT = Palatal crown torque, LCT = Labial crown torque, MR = Mesiorotation, DR = Distorotation, MCT = Mesial crown tip, DCT = Distal crown tip.

The greatest deviations in the linear dimension were found in the vertical direction. In Group H 3.7% and in Group V 5.4% of the brackets were transferred more than 0.2 mm too far gingival. All vestibular deviations were within the acceptable range. Therefore, the most accurate linear dimension is orovestibular (Table 3).

The lowest as well as the highest percentage of transfer failures in the angular dimension is shown in torque. In Group H 18.9% and in Group V 18.1% were transferred with a clinically unacceptable palatal crown torque, while only 1.8% in Group H and V were transferred with too much labial crown torque (Table 3).

4. Discussion

The aim of our in vitro study was to test two different printing orientations on the build platform in a digital IDB workflow. We also investigated the transfer accuracy within the clinical requirements for the IDB method.

We found no statistically significant difference in the transfer accuracy of IDB trays based on transfer models which were 3D printed with a 15° (Group H) and 75° (Group V) angulation from the horizontal build platform. However, significant differences were found when comparing all tooth groups regardless of Group H or V: Incisors showed a high transfer accuracy, whilst the accuracy of the different directions was more inconsistent for canines, premolars, and molars. When comparing the transfer accuracy within the jaws, the lower jaw generally displayed better results. In general, the highest inaccuracies were found in the vertical direction and for torque.

To evaluate the usability of our method we had to define a range for clinical acceptability. The American Board of Orthodontics has suggested a maximum deviation of 0.5 mm and 2° for bracket positioning [22]. As previously explained by Schmid et al., these limits need to consider bracket deviations in opposite directions of neighboring teeth [5]. Therefore, we defined this range for our analysis: a maximum deviation of ± 0.2 mm linear and $\pm 1^\circ$ angular.

The linear transfer accuracy was within that clinically acceptable range in 97% of the cases in the mesiodistal, 95% in the vertical and 99.7% in the orovestibular direction. The angular dimension was within the range in 79.7% of the cases for torque, 83.2% for rotation and 82.7% for tip.

The positioning of dental models on the build platform of a printer is often mentioned to influence the precision. The staircase effect that occurs on the surface of a printed object has a great impact on accuracy and appears differently depending on the printing direction [19]. Figure 6 shows the staircase effect on the transfer models with bracket frames in Groups H (A) and V (B). Previous studies found different ideal printing directions. Hada

et al. compared SLA printed dentures in three different angulations ($0^\circ/45^\circ/90^\circ$) on the build platform. Unkovskiy et al. used the same printer type and angulations to produce specimens. An angulation of 45° achieved the best results in both studies [19,23]. Shim et al. printed specimens of different angulations and identified 90° to be the best orientation for precise manufacturing [20].

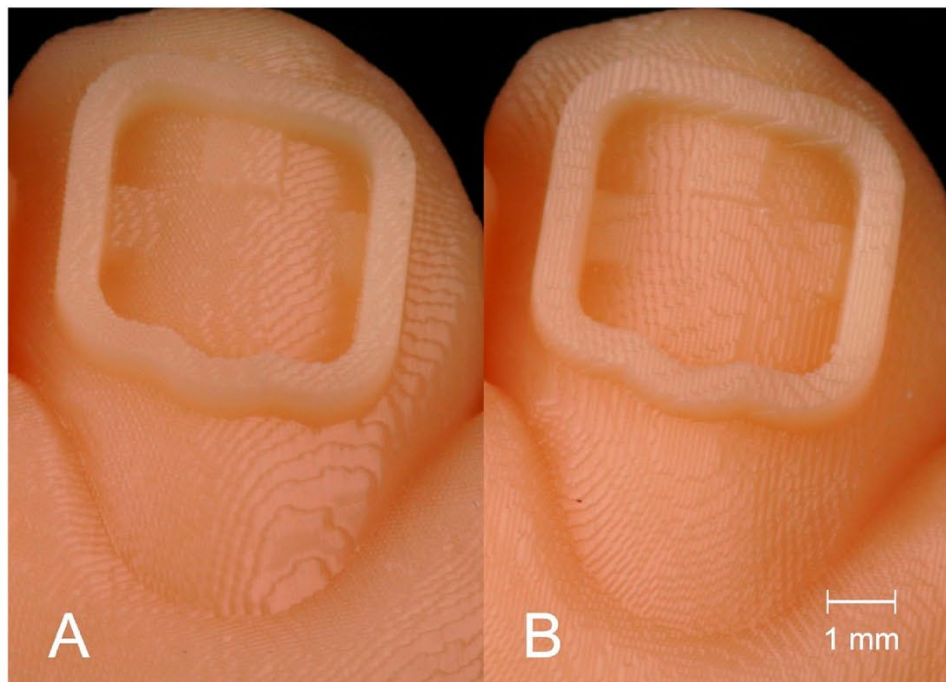


Figure 6. Staircase effect on the surface of the transfer models in Group H (A) and Group V (B).

We used a DLP printer and a slice thickness of 0.05 mm instead of the more commonly used 0.1 mm. This may explain why the accuracy of our printed transfer models with 15° or 75° angulation did not differ significantly. The DLP printer used, has a xy-resolution of 0.062 mm. Together with a slice thickness (=z-resolution) of 0.05 mm, a resolution consisting of nearly cubic elements—similar to a voxel—is created. Therefore, the same outcome should occur, no matter what position the object is printed in.

Nevertheless, different support structures are required for different angulations in order to avoid detachment from the build platform during printing. In addition, the IDB tray fabrication on the transfer models may have hidden differences between our test groups. Testing the accuracy of the transfer model itself would be needed to reveal a difference between the 3D prints.

In the study by Arnold et al. the arrangement of objects on the build platform of SLA printers was found to have an impact on accuracy. They discovered that in the front of the platform the most accurate models are produced [21]. In contrast to this, Unkovskiy et al. found that objects placed in the center of the build platform are more accurate than those placed at the border of it [23]. In our study, we focused on arranging our transfer models according to the model size and limited space on the build platform. We did not focus on the arrangement on it. Further investigations about how the placement on the platform areas influences accuracy are needed.

We used a specific DLP printer and followed the working steps that were recommended by the manufacturer. Hazeveld et al. analyzed the accuracy of printed dental models. They concluded that DLP printers were appropriate for orthodontic requirements and show a high accuracy when compared with two other types of 3D printed and conventional plaster models [24]. Yet, other printer types and manufacturers could be tested with the transfer models of the OnyxCeph³™ Kylix 3D module (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Germany) to further evaluate this workflow.

A single pressure-molded tray provides an easy and fast laboratory workflow. We chose this type of transfer tray to evaluate a work routine that orthodontists would realistically want to use. However, we had to deal with the fact that pressure-formed IDB trays showed a worse transfer accuracy than other types of trays in previous studies. Dörfer et al., Castilla et al., as well as Schmid et al., have reported a worse transfer with single vacuum-formed trays than with polyvinylsiloxane or double layer IDB trays [5,6,8]. Therefore, our results for the transfer accuracy might have been better with other trays. We focused on single pressure-molded trays in this investigation, but the same transfer models could be tested with various other tray materials in future studies.

In our, and in previous studies, the greatest transfer inaccuracies in the linear dimension were found in the vertical direction [5–8,16]. Inconsistent pressure on the tray during the bonding process is often mentioned as an explanation for this [5–7,16]. Most authors found that the deviation was towards the occlusal direction. However, Grünheid et al. found gingival transfer errors to be most common in the vertical direction and explained this with too much finger pressure on the transfer tray during bonding [7]. The same mechanism seems to apply to our results, since the biggest vertical error in our study occurred in the gingival direction.

Dörfer and coworkers observed a thermoplastic shrinkage when using pressure-formed transfer trays, resulting in transfer inaccuracy (especially in the mesiodistal direction) and increasing in the posterior direction [8]. The effects of thermoplastic shrinkage may have influenced our results as well.

The high transfer accuracy in the orovestibular direction might be explained by the frames for the bracket positions that were created in the OnyxCeph³™ Kylix 3D module (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Germany). The frames of the printed transfer models appear as negative spaces around the brackets in the tray. Any excess of bonding material can, therefore, flow into these spaces. This way, the individual bracket base can get the right thickness during bonding. However, it is hard to remove the excess completely before light-curing and makes removal of cured material necessary.

For the angular dimensions torque, rotation and tip, Niu et al. found that they were generally less accurate than the linear dimensions [16]. This supports our results. Torque showed the worst transfer accuracies of all angular dimensions, and the same result was found in previous studies [5,7,14,16]. Nui et al. refer to an excess of bonding material or the transfer tray design to explain the outcome for torque [16]. Most investigations though, lack an explanation for these results.

We also assume that the tray design plays an important role—especially regarding the bracket attachment in the tray. Since the brackets were completely surrounded by the frames in the transfer model, they were only held in the transfer tray with the bracket wings. Therefore, a great freedom in the angular dimensions appears in our IDB method. That might explain why the angular transfer accuracy was worse than the linear and did not significantly differ between torque, rotation, and tip.

Significant differences between the tooth groups and jaws were found in our study, as well as in others testing IDB workflows [5,16]. The shape of the tooth seems to play an important role for the transfer accuracy, as well as the accessibility that is worse in the posterior direction [6,7,25,26]. Castilla et al. explained that the differences in thickness of a vacuum-formed transfer tray result in different accuracy outcomes in the dental arch. As a reason for this, they mention the difference in crown length of incisors and molars, respectively [6]. A plane facial surface and good clinical accessibility should lead to high

bracket transfer accuracy. The generally good results we found for the incisors confirm this hypothesis.

We evaluated the accuracy of 1453 brackets and tubes placed with IDB, while other studies analyzed between 136 and 300 brackets [5–8,14–16]. Most other studies investigated IDB from the central incisor to the first molar. Some were even skipping the molars completely and using a transfer tray including incisors, canines, and premolars only. Our transfer trays included the second molars, making an assumption for accuracy in the posterior direction possible. In addition, we chose 27 patient models with different malocclusions. Various clinical challenges for IDB, such as crowding, rotation of teeth or spaces are included in our analysis.

Nevertheless, an in vitro study lacks some conditions that would occur in vivo: There was no soft tissue, so the tray and brackets could not displace gingival tissue in order to reach the right bracket placement. Common clinical challenges such as saliva, muscle movement, restricted mouth opening, or patient compliance were not taken into account. The clinical outcome of accuracy might differ and should be tested in subsequent in vivo studies.

The study analyzed both the transfer accuracy of the IDB method and the influence of different printing orientations of transfer models on the accuracy of a following IDB workflow. Both topics were investigated simultaneously. Therefore, the IDB workflow might have covered inaccuracies of the transfer models of Group H and V.

The software Geomagic Control allowed us to superimpose the pre- and post-bonding bracket positions of the whole bracket surface and the corresponding tooth. This method may increase the accuracy of the analysis compared to other optical or point-based methods used in previous studies [27].

When a slice thickness close to the xy-resolution of the printer is used, the accuracy of models placed with a 15° or 75° angulation on the build platform does not significantly differ. We found no statistically significant differences between the tested Groups H and V.

Accurate bracket placement is possible with a single pressure-molded transfer tray. Other tray materials could be used for our workflow and might lead to even better transfer accuracy.

The printed OnyxCeph^{3™} Kylix 3D module (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Germany) transfer models offer a digital workflow that is combined with the advantages of a conventional workflow. It provides a flexible method that can be adapted to the user's preferences.

5. Conclusions

The printing orientation of the transfer models angulated 15° and 75° from the build platform for the fabrication of conventional IDB trays did not significantly influence the transfer accuracy: 97% of the linear and 82% of the angular deviations were within the clinically acceptable range of ± 0.2 mm and $\pm 1^\circ$.

The most frequent bracket position deviations were found in the vertical towards the gingival direction (for the linear dimensions) and in palatal crown torque (for the angular dimensions).

Author Contributions: Conceptualization, P.J.K.; methodology, P.J.K.; software, P.J.K. and J.S.; validation, P.J.K. and P.-G.J.-B.; formal analysis, J.S.; investigation, J.S.; resources, P.J.K.; data curation, J.S.; writing—original draft preparation, J.S.; writing—review and editing, P.J.K., P.-G.J.-B., J.v.G., E.H.; visualization, J.S.; supervision, P.J.K. and P.-G.J.-B.; project administration, P.J.K.; funding acquisition, P.J.K. and J.S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The data underlying this article will be shared on reasonable request to the corresponding author.

Acknowledgments: This work was supported with materials by Dentaureum (brackets and tubes); and Scheu Dental (3D printer and resin). We acknowledge support from the German Research Foundation (DFG) and the Open Access Publication Fund of Charité–Universitätsmedizin Berlin.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Andrews, L.F. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J. Clin. Orthod.* **1976**, *10*, 99–114. [[PubMed](#)]
2. Miethke, R.R.; Melsen, B. Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **1999**, *116*, 329–335. [[CrossRef](#)]
3. Newman, G.V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **1965**, *51*, 901–912. [[CrossRef](#)]
4. Silverman, E.; Cohen, M.; Gianelly, A.A.; Dietz, V.S. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am. J. Orthod.* **1972**, *62*, 236–244. [[CrossRef](#)]
5. Schmid, J.; Brenner, D.; Recheis, W.; Hofer-Picout, P.; Brenner, M.; Crismani, A.G. Transfer accuracy of two indirect bonding techniques—an in vitro study with 3D scanned models. *Eur. J. Orthod.* **2018**, *40*, 549–555. [[CrossRef](#)]
6. Castilla, A.E.; Crowe, J.J.; Moses, J.R.; Wang, M.; Ferracane, J.L.; Covell, D.A., Jr. Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod.* **2014**, *84*, 607–614. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Grünheid, T.; Lee, M.S.; Larson, B.E. Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod.* **2016**, *86*, 468–474. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Dörfer, S.; König, M.; Jost-Brinkmann, P. Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Platzieren von Brackets. *Kieferorthopädie* **2006**, *20*, 91–104.
9. Czolgosz, I.; Cattaneo, P.M.; Cornelis, A.M. 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**. [[CrossRef](#)]
10. Sheridan, J.J. The Readers' Corner. 1. Do you use indirect bonding? *J. Clin. Orthod.* **2004**, *38*, 543–544.
11. De Oliveira, N.S.; Rossouw, E.; Lages, E.M.B.; Macari, S.; Pretti, H. Influence of clinical experience on accuracy of virtual orthodontic attachment bonding in comparison with the direct procedure. *Angle Orthod.* **2019**, *89*, 734–741. [[CrossRef](#)]
12. Duarte, M.E.A.; Gribel, B.F.; Spitz, A.; Artese, F.; Miguel, J.A.M. Reproducibility of Digital Indirect Bonding Technique Using Three-dimensional (3d) Models and 3d-printed Transfer Trays. *Angle Orthod.* **2020**, *90*, 92–99. [[CrossRef](#)]
13. 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. Dentofac. Orthop.* **2020**, *157*, 269–277. [[CrossRef](#)]
14. Pottier, T.; Brient, A.; Turpin, Y.L.; 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*, 3888–3897. [[CrossRef](#)]
15. Zhang, Y.; Yang, C.; Li, Y.; Xia, D.; Shi, T.; Li, C. Comparison of three-dimensional printing guides and double-layer guide plates in accurate bracket placement. *BMC Oral Health* **2020**, *20*, 1–8. [[CrossRef](#)]
16. 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.* **2021**, *91*, 67–73. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Sherman, S.L.; Kadioglu, O.; Currier, G.F.; Kierl, J.P.; Li, J. Accuracy of digital light processing printing of 3-dimensional dental models. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2020**, *157*, 422–428. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Kim, S.-Y.; Shin, Y.-S.; Jung, H.-D.; Hwang, C.-J.; Baik, H.-S.; Cha, J.-Y. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2018**, *153*, 144–153. [[CrossRef](#)]
19. Hada, T.; Kanazawa, M.; Iwaki, M.; Arakida, T.; Soeda, Y.; Katheng, A.; Otake, R.; Minakuchi, S. Effect of Printing Direction on the Accuracy of 3D-Printed Dentures Using Stereolithography Technology. *Materials* **2020**, *13*, 3405. [[CrossRef](#)]
20. Shim, J.S.; Kim, J.-E.; Jeong, S.H.; Choi, Y.J.; Ryu, J.J. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *124*, 468–475. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
21. Arnold, C.; Monsees, D.; Hey, J.; Schweyen, R. Surface Quality of 3D-Printed Models as a Function of Various Printing Parameters. *Materials* **2019**, *12*, 1970. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Casco, J.S.; Vaden, J.L.; Kokich, V.G.; Damone, J.; James, R.D.; Cangialosi, T.J.; Riolo, M.L.; Owens, S.E., Jr.; Bills, E.D. Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. American Board of Orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **1998**, *114*, 589–599. [[CrossRef](#)]
23. Inkovskiy, A.; Bui, P.H.-B.; Schille, C.; Geis-Gerstorf, 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*, e324–e333. [[CrossRef](#)]

24. Hazeveld, A.; Slater, J.J.H.; Ren, Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2014**, *145*, 108–115. [[CrossRef](#)]
25. Kim, J.; Chun, Y.-S.; Kim, M. Accuracy of bracket positions with a CAD/CAM indirect bonding system in posterior teeth with different cusp heights. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2018**, *153*, 298–307. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Palone, M.; Spedicato, G.A.; Lombardo, L. Analysis of tooth anatomy in adults with ideal occlusion: A preliminary study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2020**, *157*, 218–227. [[CrossRef](#)]
27. Koch, P.J. Measuring the accuracy of a computer-aided design and computer-aided manufacturing-based indirect bonding tray. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2020**, *158*, 315. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Lebenslauf

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

Publikationen / Vorträge / Poster

Publikationen

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.

DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm10092002>

Impact Factor: 4.242

Süpple J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ.

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

Kieferorthopädie. 2022;36(1):7-14.

Impact Factor: -

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.

DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm11051295>

Impact Factor: 4.242

Hofmann E, 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

The Angle Orthodontist. 2022; Epub ahead of print: 1-10.

DOI: <https://doi.org/10.2319/122021-925.1>

Impact Factor: 2.079

Vorträge

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. September 2021

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. September 2021

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. September 2021

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 der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin,

14. Januar 2022

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 der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin,

14. Januar 2022

Hofmann E, Süpplé 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 der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin,

14. Januar 2022

Poster

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

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

93. Wissenschaftliche Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.,
22.-25. September 2021

von Glasenapp J, Süpplé 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. September 2021

Jankowski S, Süpplé 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. September 2021

Jankowski S, Süpplé 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. September 2021

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen herzlichen Dank den Personen aussprechen, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben:

Petra Julia Koch danke ich für das Überlassen des Forschungsthemas, das Vertrauen, die fachkompetente Betreuung und freundschaftliche Zusammenarbeit, die dafür gesorgt hat, dass mir die Arbeit an der Dissertation sehr viel Freude bereitet hat.

Prof. Dr. Paul-Georg Jost-Brinkmann danke ich ebenfalls für die Betreuung der Dissertation und die vielen produktiven Denkanstöße, die mir stets geholfen haben die Arbeit weiter zu optimieren.

Eva Hofmann, Julius von Glasenapp und Sara Jankowski gilt mein Dank für die freundschaftliche Zusammenarbeit in unserer Arbeitsgruppe und die gegenseitige Motivation.

Martin Göllner von der Scheu-Dental GmbH und Dr. Thomas Lietz von der Dentaforum GmbH & Co. KG danke ich für die Einführung in die zur Verfügung gestellten Geräte sowie das Bereitstellen von Materialien.

Mein besonderer Dank für die liebevolle Unterstützung und Motivation gilt außerdem meinem Mann André De Geer und meinen Eltern, ohne die die Verwirklichung dieser Arbeit und meiner Ausbildung nicht möglich gewesen wäre.