

DISSERTATION

Positionierungsgenauigkeit 3-D-gedruckter Übertragungsschienen zweier unterschiedlicher Designs

Positioning accuracy of 3D printed indirect bonding trays of two different designs

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Julius Till Severin von Glasenapp

Erstbetreuung: Prof. Dr. Paul-Georg Jost-Brinkmann

Datum der Promotion: 29.11.2024

Inhaltsverzeichnis

Tabellenverzeichnis	i
Abbildungsverzeichnis	ii
Zusammenfassung.....	1
Abstract	3
1. Einleitung	5
2. Material und Methodik.....	9
2.1. Vorbereitung	9
2.2. Digitale Gestaltung der Schienenvarianten	10
2.3. 3-D-Druck von Transferschienen.....	15
2.4. Indirektes Kleben	18
2.5. Digitalisierung der Modelle	20
2.6. Dreidimensionale Überlagerung der Zahnoberflächen	20
2.7. Statistische Analyse.....	23
3. Ergebnisse	25
4. Diskussion.....	31
4.1. Kurze Zusammenfassung der Ergebnisse.....	31
4.2. Interpretation der Ergebnisse	31
4.3. Einbettung der Ergebnisse in den bisherigen Forschungsstand	35
4.3.1. Designkonzepte	36
4.3.2. Druckmaterialien und ihre Eigenschaften	37
4.3.3. Limitationen der Studie	39
4.3.4. Druckeinstellungen und ihre Effekte auf die Übertragungsgenauigkeit	40
4.5. Implikationen für die Praxis.....	41

5. Schlussfolgerungen	43
Literaturverzeichnis	44
Eidesstattliche Versicherung	49
Anteilerklärung an den erfolgten Publikationen	50
Originalpublikationen	52
Lebenslauf.....	89
Komplette Publikationsliste	90
Danksagung	91

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Absolute Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz zwischen den virtuell geplanten und indirekt geklebten Positionen für die Transferschienen der Designvariante 1	26
Tab. 2:	Absolute Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz zwischen den virtuell geplanten und indirekt geklebten Positionen für die Transferschienen der Designvariante 2	26
Tab. 3:	Anteil der Bracketpositionen außerhalb der klinisch akzeptablen Übertragungsgrenzen ($\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$) für Variante 1 und Variante 2, unterteilt nach den jeweiligen Abweichungsrichtungen.	29
Tab. 4:	Ergebnisse des gemischten Modells zur Berechnung der Signifikanz (p-Wert) von Einflussfaktoren	30

Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Einstellungsparameter in OnyxCeph³™ zur Gestaltung der Schienenfassungen für die Designvarianten 1 und 2 in der Planungssoftware OnyxCeph³™. (Darstellung aus Planungssoftware OnyxCeph³™)..... 11
- Abb. 2: Vergleich der beiden Fassungsvarianten in verschiedenen Ansichten: a) Aufsicht auf die Klebebasis der Brackets. b) Aufsicht auf die Klebebasis der Röhrrchen. c) Ansicht von gingival mit Blick auf die Bracketfassung. d) Vestibuläre Ansicht mit Blick auf die Röhrrchenfassung. (Eigene Zusammenstellung aus der Planungssoftware OnyxCeph³™: J. von Glasenapp) 12
- Abb. 3: Detailansicht der gedruckten Variante 1 am Beispiel einer zufällig ausgewählten Transferschiene. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp) 13
- Abb. 4: Detailansicht der gedruckten Schienenvariante 2 am Beispiel einer zufällig ausgewählten Transferschiene. Orange Pfeile: Markierung der Taschen für die okklusale Flügelpaare der Brackets. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp)..... 14
- Abb. 5: Visuelle Gegenüberstellung der beiden Schienendesigns: a) Schienendesign Variante 1, b) Schienendesign Variante 2 (Eigene Zusammenstellung aus der Planungssoftware OnyxCeph³™: J. von Glasenapp) 15
- Abb. 6: Platzierung und Anordnung der 3-D-Druckdateien auf der Bauplattform des druckerzugehörigen Softwaremoduls. (Darstellung aus der Drucksoftware Asiga Composer, Asiga MAX™)..... 16
- Abb. 7: 3-D-gedruckte Transferschienen nach Fertigstellung: a) Aufsicht der Schienenvariante 1 sowie eine detaillierte Ansicht der Prämolarenregion. b) Aufsicht der Schienenvariante 2 sowie eine Detaildarstellung des Prämolarenbereichs. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp) 17

- Abb. 8: Ablauf des indirekten Klebens: a) Platzierung der Brackets und Röhrrchen in der Schiene. b) Indirektes Kleben auf das Gipsmodell. c) Entfernen der Transferschiene. d) Beklebttes Model mit Scanpuder. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp) 18
- Abb. 9: Veranschaulichung von Übertragungsabweichungen durch farbliche Darstellung der Bracketpositionen am Beispiel eines Prämolaren. (Eigene Zusammenstellung aus der Software Geomagic® Control) 21
- Abb. 10: Digitaler Prozessablauf zur Berechnung von Abweichungen der Attachments nach manueller Segmentierung jedes einzelnen Zahns in einem Kiefer. (Abbildung aus (52): mit freundlicher Genehmigung des Verlags)..... 22
- Abb. 11: Schematische Darstellung der Raumdimensionen eines Brackets mit einem Koordinatensystem zur Ermittlung von Abweichungen in drei linearen Richtungen (in Millimeter) und um drei Achsen (in Grad). (Eigene Darstellung: J. von Glasenapp) 23

Zusammenfassung

Beim indirekten Kleben sollen Attachments mithilfe einer Transferschiene präzise auf den Zähnen platziert werden. Bei der analogen Methode werden die Attachments vorläufig auf den Zahnflächen eines Gipsmodells befestigt. Anschließend wird manuell eine aus Silikon gefertigte Transferschiene gefertigt, um die Positionen der Attachments im nächsten Schritt präzise auf die Zähne des Patienten zu übertragen.

Durch die Digitalisierung und technologischen Fortschritts lassen sich Attachments virtuell auf 3-D-Scans der Patientenkiefer positionieren. Damit können Übertragungshilfen virtuell geplant und anschließend 3-D-gedruckt werden.

Die Kernfrage der drei Publikationen, an denen ich im Rahmen meines Promotionsverfahrens mitgewirkt habe, war die Untersuchung der Übertragungsgenauigkeit der jeweiligen Vorgehensweisen. Dafür wurden Patientenmodelle ($n = 27$) dupliziert, um einen Vergleich auf identischen Modellen durchzuführen. Gleichzeitig wurde die geplante Attachmentposition virtuell auf den digitalen Modellen festgelegt.

Die erste Studie verglich die Übertragungsgenauigkeit von 3-D-gedruckten Transferschienen von SureSmile® mit einer konventionellen Übertragungsschiene aus Silikon. Die indirekt geklebten Positionen wurden mittels 3-D-Scan erfasst und die Abweichungen zu den virtuell geplanten Attachmentpositionen berechnet.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Transferschienen von SureSmile® in der vertikalen Positionierung und um alle drei angulären Achsen eine geringere Positionierungsgenauigkeit aufwiesen und eine höhere Bracketverlustrate verzeichneten im Vergleich zur konventionell gefertigte Schiene.

Die zweite Studie untersuchte die Positionierungsgenauigkeit von DLP-Drucker-gefertigten Transferschienen anhand zweier unterschiedlicher Designs. Beide Designs wurden mithilfe einer Planungssoftware virtuell generiert und anschließend mittels 3-D-Druck hergestellt. Nach dem indirekten Bekleben und anschließenden 3-D-Scan der Patientenmodelle wurden die Abweichungen zu den virtuell geplanten Attachmentpositionen wurde berechnet.

Die Ergebnisse zeigten keinen signifikanten Unterschied in der Positionierungsgenauigkeit zwischen beiden Designs. Jedoch ergaben sich mit der Variante 1 Vorteile in der Handhabung und klinischen Anwendung.

Die dritte Studie stellte eine Hybridlösung zwischen digitaler und analoger Vorgehensweise vor. Die Patientenmodelle wurden mit 15° und 75° Druckwinkel gedruckt. Ein zusätzlich aufgedruckter Kylix-Rahmen ermöglichte die Positionierung der Attachments. Darüber wurde eine Transferschiene aus einer Druckformfolie hergestellt und zum indirekten Kleben der Patientenmodelle verwendet. Die erzeugten Attachmentpositionen wurde mit einem 3-D-Scan erfasst und die Abweichung zu den virtuell geplanten Attachmentpositionen berechnet.

Der Druckwinkel hat keinen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit. Die größten Ungenauigkeiten traten in gingivaler Richtung und in Richtung des palatinalen Kronentorques auf.

Abstract

In indirect bonding, attachments are placed on the teeth with the help of a transfer tray. Studies have shown that silicone-made transfer splints achieve high transfer accuracy.

In this analog method, attachments are temporarily placed on the tooth surfaces of a plaster model. A transfer tray is then manually fabricated to accurately transfer the positions of the attachments onto the patient's teeth in the next step.

As digitalization of patient models advances, attachments can now be virtually positioned on 3D scans of patients' teeth. Virtual transfer aids can be planned and 3D-printed accordingly.

The core question of the three publications I contributed in the context of my doctoral thesis was to investigate the transfer accuracy of these approaches. For this, patient models (n =27) were duplicated to enable a comparison on identical models. Additionally, for each patient model, the planned attachment positions were defined virtually.

Hofmann et al. compared the transfer accuracy of 3D-printed SureSmile® transfer trays with a conventional silicone-made transfer tray. The indirectly bonded positions were captured using a 3D scan, and the deviations from the virtually planned attachment positions were calculated. The results showed that the 3D-printed transfer trays exhibited lower vertical positioning accuracy and less accuracy around all three angular axes, as well as a higher bracket loss rate compared to the conventionally fabricated tray.

Glaserapp et al. examined the positioning accuracy of DLP-printed transfer trays using two different designs. Both transfer tray designs were virtually generated using planning software and subsequently 3D-printed. After indirect bonding on the patient models, a 3D scan captured the attachment positions, and the deviations from the virtually planned attachment positions were calculated. The results showed no significant difference in positioning accuracy between the two designs, but "Variant 1" demonstrated advantages in handling and clinical application.

Süpple et al. presented a hybrid solution between digital and analog approaches. The patient models were 3D-printed at either a 15° or 75° printing angle, with an imprinted frame to facilitate attachment positioning. In the second step, a transfer tray was created from a thermoplastic foil and used for indirect bonding on the patient models. The resulting attachment positions were captured with a 3D scan, and the deviations from the virtually planned attachment positions were calculated. The printing angle did not significantly affect transfer accuracy. The largest inaccuracies occurred in the gingival direction and in direction of palatal crown torque.

1. Einleitung

Indirektes Kleben (engl.: indirect bonding = IDB) beschreibt in der Kieferorthopädie einen Vorgang, bei dem festsitzende kieferorthopädische Apparaturen, wie Brackets und Röhrenchen, mit einer Transferhilfe auf Zähnen platziert und befestigt werden. Diese Vorgehensweise wurde 1972 erstmals in einer Publikation von Silverman et al. (2) beschrieben. Die Schienen wurden dafür verwendet, die Brackets während der damals langen Aushärtezeit des Adhäsivs auf der Zahnoberfläche zu fixieren. So wurde ein Verrutschen auf der Zahnoberfläche verhindert. Die modernen Befestigungskunststoffe härten durch Photopolymerisation innerhalb von Sekunden aus (3). Ein Halten der Attachments an einer Stelle über einen längeren Zeitraum ist somit nicht mehr notwendig.

Trotz der Verwendung von neuen Befestigungsadhäsiven mit einer kürzeren Aushärtezeit, wurden die Schienen weiterentwickelt, um sich die akkurate Übertragung und kurze Behandlungszeit zunutze zu machen (4). Eine Vielfalt an unterschiedlichen Materialien, Herstellungsverfahren, Formen von Transferschienen und deren Übertragungsgenauigkeit wurden seither getestet. Schienen aus Polyvinylsiloxan (PVS) behaupteten sich gegenüber anderen Materialien mit einer klinisch suffizienten Übertragungsgenauigkeit und sind aufgrund der einfachen und kostengünstigen Herstellung eine häufig verwendete Form von indirekten Klebehilfen (5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13).

Im Vergleich zum direkten Kleben, also dem Befestigen von festsitzenden Apparaturen ohne Übertragungshilfe, bietet das indirekte Kleben einige Vorteile. Indirektes Kleben verspricht neben der höheren Positionierungsgenauigkeit (10, 14, 15, 16, 17), eine kürzere Stuhlzeit für den Patienten (11, 16). Durch das Anwenden einer Transferschiene besteht die Möglichkeit, sämtliche Zähne eines Kiefers in einem einzigen Schritt mit Brackets zu versehen. Diese Vorgehensweise resultiert in einer reduzierten Behandlungszeit für den Patienten im Behandlungsstuhl. Ferner wird die Nutzung dieser Methode von den Patienten als komfortabler empfunden und ist darauf ausgerichtet, eine vereinfachte und präzisere Justierung von Brackets und Röhrenchen zu ermöglichen. Dies ist besonders relevant bei einer gezielten Platzierung in einer überkorrigierten Position aufgrund spezifischer Zahnfehlstellungen (12, 13).

Bozelli et al. (18) kamen zu der Feststellung, dass der gesamte Zeitaufwand, einschließlich Herstellung und Bestücken der indirekten Klebehilfen, größer ist als das direkte Bekleben von Zähnen. Im Vergleich zum direkten Kleben führt die Verwendung von Trans-

ferschienen zu einer höheren direkten Verlustrate von Attachments (11, 18) und einer höheren finanziellen Belastung für die Praxis. Dies ist auf die zusätzlichen Labor- und Lohnkosten in der Zahntechnik zurückzuführen (11). Diese Aspekte erklären, warum sich das indirekte Kleben bisher nicht vollständig im Alltag der kieferorthopädischen Praxen etabliert hat (19).

In den letzten Jahren haben Fortschritte im Bereich der digitalen Verarbeitung und maschinellen Fertigung stattgefunden, die sich in vielfacher Hinsicht bei der Produktion von IDB-Übertragungshilfen niederschlagen (17, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34).

Mobile 3-D-Scanner für den intraoralen Gebrauch sind weit verbreitet und kommen in zahlreichen Praxen zum Einsatz. Diese Scanner zeichnen sich durch eine hohe Präzision aus, wenn es darum geht, die intraorale Situation exakt zu erfassen. Verschiedene Untersuchungen stimmen darin überein, dass die digitale Abformung als gleichwertige Alternative zur herkömmlichen Abformung angesehen werden kann (35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42).

Attachments weisen aufgrund ihrer filigranen und komplexen geometrischen Strukturen eine anspruchsvolle 3-D-Struktur auf. Hinzu kommt, dass ihre Oberflächen in den meisten Fällen je nach Material entweder reflektierend oder transparent sind. Gemäß aktuellen Studienergebnissen stellt dies jedoch kein Hindernis für die präzise Erfassung der Zähne dar (37, 40).

Durch die 3-D-Erfassung der Patientenkiefer in Kombination mit spezialisierter Planungssoftware entsteht die Möglichkeit einer umfassenden digitalen Planung der Attachmentpositionen sowie der virtuellen Gestaltung von Transferschienen.

Virtuell erstellte Transferschienen können nun mit Hilfe von materialsparenden und präzisen 3-D-Druckern in detailreichen Formen maschinell hergestellt werden und sind zudem in der Lage, Brackets und Röhrchen präziser zu übertragen als eine vakuumgeformte Transferschiene oder eine aus Silikon (17, 43).

3-D-gedruckte Transferschienen weisen zudem den Vorteil auf, dass ein Großteil des Herstellungsprozesses automatisiert abläuft. Dadurch reduziert sich die reine Verarbeitungszeit erheblich und es entstehen Einsparungen bei den Produktionskosten, insbesondere in Form von Lohnkosten für den Zahntechniker (44).

In Anbetracht der hohen Druckqualität, die heutzutage in kieferorthopädischen Praxen

mittels gebräuchlicher 3-D-Drucker erreicht wird (45, 46), rücken zusätzlich zur Druckgenauigkeit weitere Faktoren in den Fokus, die bei der Thematik des indirekten Klebens eine bedeutsame Rolle für die Übertragungsgenauigkeit spielen. Hierbei sind insbesondere die materialspezifischen Eigenschaften des Druckmaterials sowie das Design der Transferschienen zu nennen, die Einfluss ausüben können (8, 17).

Die von den Herstellern zur Verfügung stehenden Druckmaterialien bieten häufig nicht die gewünschten elastischen Eigenschaften, weil die Materialhärte in Verbindung mit einem dentalen Engstand Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit von Transferschienen hat (26, 33).

Bislang zeigen sämtliche 3-D-gedruckten Transferschienen eine weitgehend ähnliche Gestaltung, die lediglich marginale Unterschiede aufweist (11, 20, 22, 23, 24, 26, 27, 28, 33, 43, 47, 48, 49, 50). Optisch ähnelt deren Gestaltung oft den konventionell hergestellten Transferschienen aus Polyvinylsiloxan (PVS) oder Tiefziehschienen. Das Design zeichnet sich durch eine schalenartige Umfassung der Attachments aus nahezu allen Richtungen aus, wobei sie in der gingivalen Region häufig offen gestaltet sind. Diese Öffnung erlaubt es, die Transferschiene nach der Aushärtung des Adhäsivs relativ leicht zu entfernen.

Unter Berücksichtigung sämtlicher gewonnener Erkenntnisse sollte das Erscheinungsbild einer 3-D-gedruckten Transferschiene folgendermaßen gestaltet werden: Eine feste und stabile okklusale Schienenbasis ermöglicht eine präzise Positionierung auf den Zahnoberflächen, wodurch eine solide Grundlage für die vertikale Positionierung der Attachments geschaffen wird.

Von der Schienenbasis ausgehend erstrecken sich Ausläufer, die zum Fassen der Brackets dienen. Diese sollen für ausreichend Retention sorgen und gleichzeitig ein einfaches Entfernen ermöglichen, ohne das Risiko für einen Verlust von Attachments zu erhöhen. Das Prinzip einer rigiden okklusalen Basis mit flexiblen Ausläufern wurde bereits erfolgreich für Transferschienen aus Polyvinylsiloxan angewandt (51).

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es anhand von zwei unterschiedlichen gestalteten 3-D-gedruckten Transferschienen herauszufinden, ob sich Unterschiede im Design auf die Genauigkeit der Attachmentpositionen auswirken.

2. Material und Methodik

Zu Beginn unserer In-vitro-Studie wurde eine Fallzahlberechnung durchgeführt, um die Mindestanzahl an Patientenmodellen zu bestimmen, die erforderlich ist, um einen statistisch signifikanten Effekt nachweisen zu können.

Die Berechnung basierte auf der Wahrscheinlichkeit von unter 5 % (Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$) ein Ergebnis als fälschlich signifikant einzustufen und einer 80-prozentigen Sicherheit (Power = 80 %) einen vorhandenen Effekt als signifikant festzustellen. Mit einer angenommenen Streuung der Standardabweichung von $\sigma = 0,075$ und einem durchschnittlichen Mittelwert von jeweils $\mu_1 = 0,15$ und $\mu_2 = 0,2$ aus vergleichbaren Studien, errechnet sich eine mittlere Effektstärke nach Cohen's von $d = 0,667$.

Die Berechnung zeigte, dass für jede Gruppe insgesamt 24 Patientenmodelle, jeweils mit Ober- und Unterkiefer, benötigt werden.

Wir wählten insgesamt 27 Studienteilnehmer aus, um bei unerwarteten Ausfällen die Mindestanzahl nicht zu unterschreiten. Alle Patienten wiesen eine permanente Dentition einschließlich der zweiten Molaren auf und hatten aufgrund unterschiedlich ausgeprägter Zahnfehlstellungen einen kieferorthopädischen Behandlungsbedarf.

2.1. Vorbereitung

Gipsmodelle von 27 Patienten (Ober- und Unterkiefer) wurden von Koch P.J. zur Verfügung gestellt. Um zwei identische Ausgangsmodelle zu erzeugen, auf denen beide Design-Varianten an Transferschienen angewendet werden konnten, wurden Duplierformen verwendet. Hierzu wurden die Gipsmodelle jedes Patientenkiefers in starre, etwa fünf Zentimeter hohe zylinderförmige Kunststoffrohre platziert. In diese Rohre wurde Dupliersilikon eingefügt und nach der Aushärtezeit entfernt, wodurch eine Duplierform für jeden Patientenkiefer entstand.

Jede dieser Duplierformen wurde zweimal ausgegossen. Um sicherzustellen, dass beim Ausgießen der Duplierformen keine Lufteinschlüsse an den komplexen Strukturen der Zahnkronen entstehen würden, was später zu Ungenauigkeiten bei Vergleichen führen könnte, wurden die Silikonduplierformen zuerst mit einem Benetzungsmittel besprüht.

Überschüssiges Benetzungsmittel wurde mittels Druckluft entfernt. Anschließend wurde ein hochfester Gips (OCTA-STONE[®], Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) in einem Mischungsverhältnis von 100 g zu 20 ml in einem Vakuummischgerät (Retomix Easy, REITEL Feinwerktechnik, Bad Essen, Deutschland) für 30 Sekunden angemischt und auf einer Rüttelplatte in die Formen gegossen.

Es entstanden je zwei identische Gipsmodelle von Ober- und Unterkiefer von jedem der 27 Patienten. Mit einem intraoralen Scanner (TRIOS 3W[®], 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) wurden nun alle Patientenmodelle digital erfasst und anschließend in die Planungs- und Gestaltungssoftware OnyxCeph^{3™} (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland; Version 3.2.109) eingefügt. In dieser Software erfolgte die virtuelle Platzierung von Brackets und Röhrrchen. Die entsprechenden virtuellen CAD-Modelle der Brackets und Röhrrchen wurden aus einer Online-Datenbank abgerufen.

Ein softwareinternes Modul, *FA_Bonding*, führte eine virtuelle Platzierung der Attachments auf den eingescannten Patientenmodellen durch. Zusätzlich wurden alle Platzierungen manuell durch eine Fachzahnärztin für Kieferorthopädie angepasst, so dass ein maximaler Abstand von 0,2 mm zwischen den Bracketbasen und den Zahnoberflächen bestand. Jedes virtuell generierte Modell, einschließlich der digital platzierten Brackets und Röhrrchen, wurde als STL-Datei exportiert.

Auf diesen virtuellen Modellen wurden im nächsten Schritt die Transferschienen im Modul *Bonding Trays 3D* mit der Software OnyxCeph^{3™} generiert. Zusätzlich dienten diese Dateien als Referenzmodell für einen späteren Vergleich zum Bestimmen der Übertragungsgenauigkeit. Diese ergibt sich aus der Differenz zwischen den virtuellen Positionen des Referenzmodells und den realen geklebten Bracket- und Röhrrchenpositionen.

2.2. Digitale Gestaltung der Schienenvarianten

Auf den digitalen Referenzmodellen, einschließlich der auf ihnen platzierten Brackets und Röhrrchen, wurden zwei unterschiedliche Varianten an Transferschienen im Modul *Bonding Trays 3D* mit der Software OnyxCeph^{3™} konzipiert. Im Folgenden werden die Einstellungsparameter erläutert, die zum Anpassen der Form genutzt wurden.

Die Software unterteilt das Design der Schienen in zwei Hauptbereiche: das "Tray"-Panel, das den okklusalen Bereich aller Zähne eines Kiefers umfasst, und das "Brackets: Sleeve" - Panel, welches die bukkale Fassung um die Brackets und Röhrrchen repräsentiert (Abb. 1).

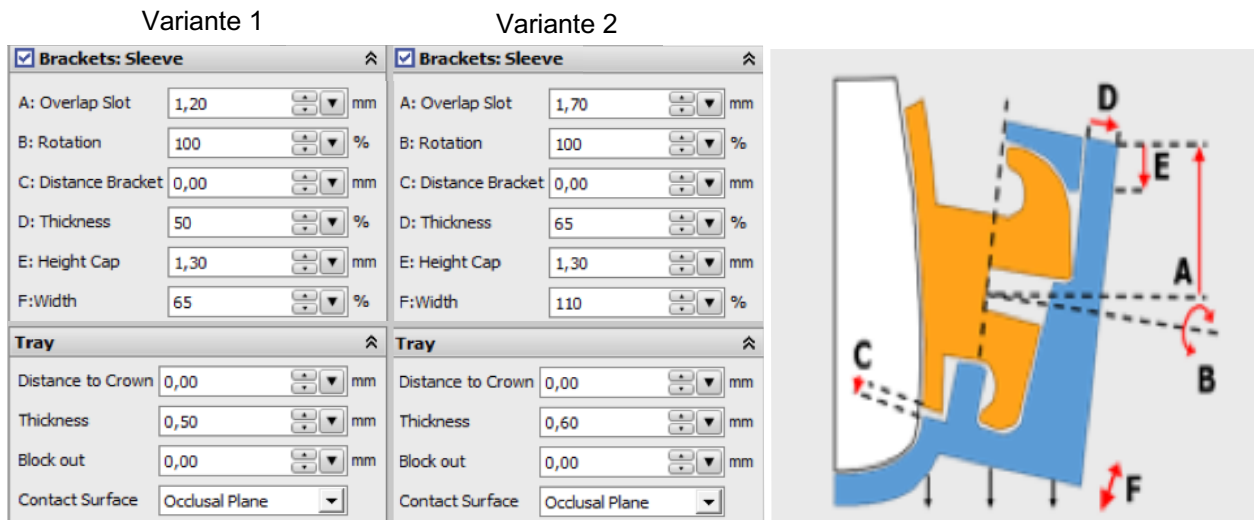


Abb. 1: Einstellungsparameter in OnyxCeph³™ zur Gestaltung der Schienenfassungen für die Designvarianten 1 und 2 in der Planungssoftware OnyxCeph³™. (Darstellung aus Planungssoftware OnyxCeph³™)

Im Panel „Brackets: Sleeve“ konnten die Fassungen in sechs Einstellungsparametern angepasst werden (Abb. 1).

Parameter A passt die Überlappung der Fassung in gingivaler Richtung an, ausgehend von der Mitte des Bracketslots oder der Röhrrchenmitte. Mit Parameter B wird die Rotation eingestellt, das heißt, aus welcher Richtung die Hülle, von der Schienenbasis ausgehend, die Brackets und Röhrrchen umfasst. Eine 100 % Rotation entspricht einer Hülle, die sich im 90° Winkel von der Schienenbasis aus erstreckt. Mit Parameter C kann der Abstand zwischen der Fassung und dem Bracket bzw. Röhrrchen eingestellt werden. Parameter D passt die Dicke der Fassung in orovestibulärer Richtung an. Einstellungsparameter E verändert die Ausdehnung der Kappe in okklusaler Richtung, vom gingivalen Ende der Fassung beginnend. Ein größerer Wert bedeutet eine nach okklusal größere Ausdehnung entlang der Freiräume von Brackets bzw. Röhrrchen. Mit Parameter F wird die Breite der Fassung in mesiodistaler Richtung angepasst.

Für die beiden Designvarianten wurden unterschiedliche Einstellungen für „A: Überlappung Slot“, „D: Dicke“ und „F: Breite“ gewählt. Identische Einstellungen wurden für „B: Rotation“, „C: Abstand zum Bracket“ und „E: Kappenhöhe“ festgelegt. Der Grundgedanke für Variante 1 war eine möglichst flexible Fassung zu konzipieren mit Zugang zu den Attachments während des indirekten Klebens. Die Variante 2 hingegen wurde voluminöser gestaltet mit einer großflächigeren Umfassung der Brackets und Röhrrchen und somit weniger elastischen Eigenschaften. Die unterschiedlichen Parameter für beide Varianten ergaben folgendes Erscheinungsbild (*Abb. 2*):

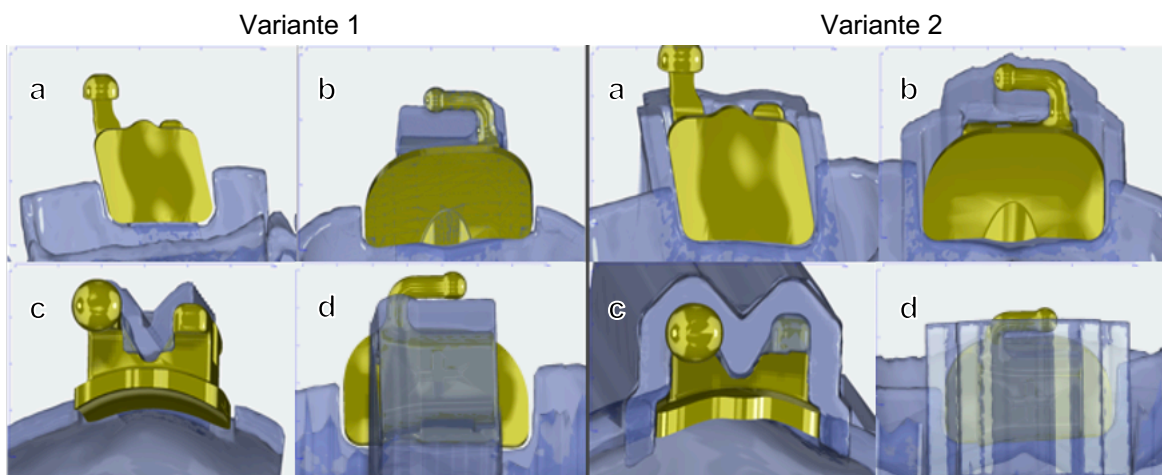


Abb. 2: Vergleich der beiden Fassungsvarianten in verschiedenen Ansichten: a) Aufsicht auf die Klebebasis der Brackets. b) Aufsicht auf die Klebebasis der Röhrrchen. c) Ansicht von gingival mit Blick auf die Bracketfassung. d) Vestibuläre Ansicht mit Blick auf die Röhrrchenfassung. (Eigene Zusammenstellung aus der Planungssoftware OnyxCeph³™: J. von Glasenapp)

Die Gestaltung des Sleeves der Variante 1 (*Abb. 2* und *Abb. 3*) entsprach einer von der Schienenbasis ausgehenden schmalen armartigen Struktur, die über die okklusale Bracketflügelpaare hinweg in den horizontalen Bracketslot hineinragte. Durch die Ausdehnung der Fassung in den horizontalen Slot wurden die Brackets wie von einer Klammer festgehalten. Zusätzlich ragte die Schiene in den vertikalen Raum zwischen den Flügeln der Twin Brackets und stabilisierte so in mesiodistaler Richtung. An den Molaren wurden die Röhrrchen okklusal beginnend über die vestibuläre Fläche bis zur gingivalen Fläche umgriffen (*Abb. 2* und *Abb. 3*). Im Falle einer annähernden Achsenparallelität zwischen Röhrrchen und Zahnachsen kam es aufgrund der gewählten Einstellung in „F: Breite“ bei

den Röhrcchen zusätzlich zur Umfassung der distalen Fläche. Eine Einkerbung für die Hooks stabilisierte die jeweiligen Attachments ebenfalls in mesiodistaler Richtung.

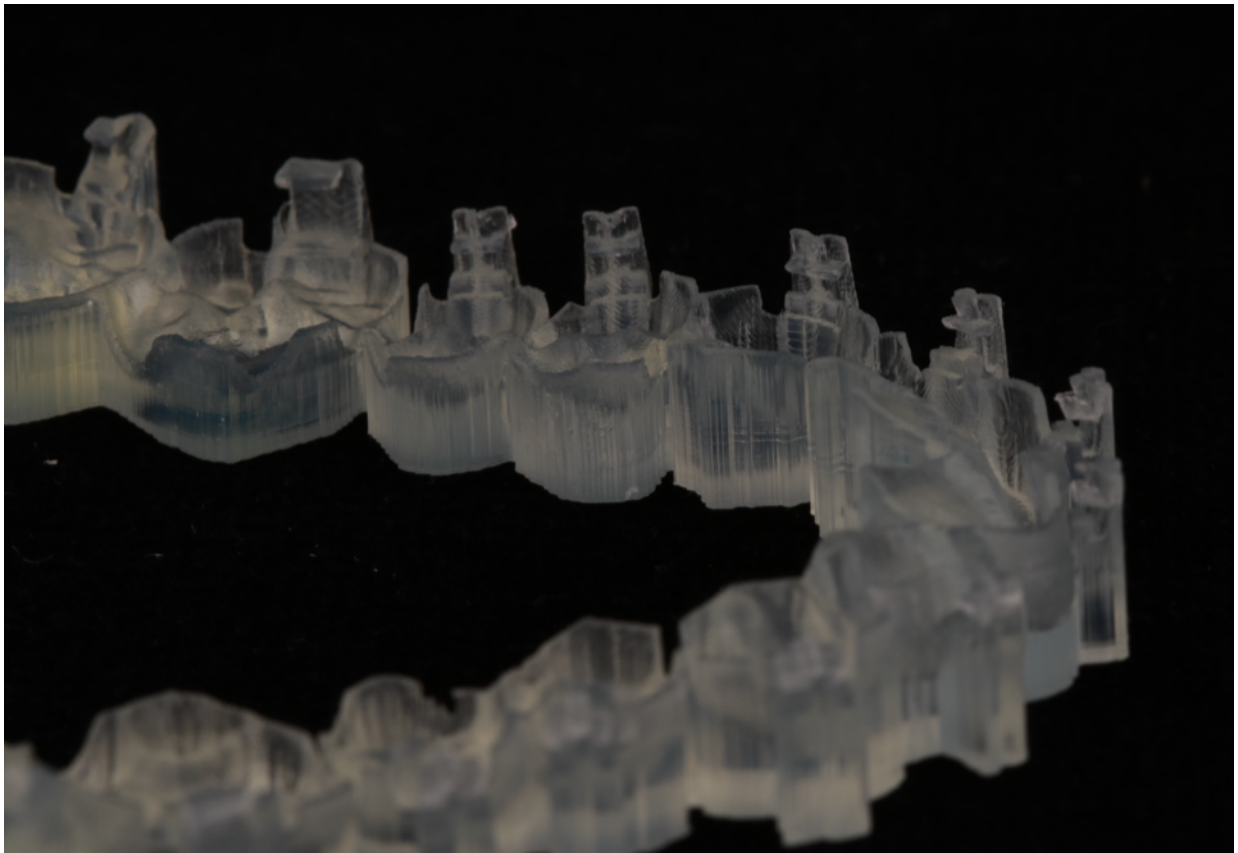


Abb. 3: Detailansicht der gedruckten Variante 1 am Beispiel einer zufällig ausgewählten Transferschiene. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp)

Die Gestaltung des Sleeves der Variante 2 (*Abb. 2* und *Abb. 4*) entsprach einer hülsenartigen Struktur, die sich ausgehend von der Schienenbasis entlang der mesialen, vestibulären und distalen Seite der Brackets erstreckte. Die gingivale Seite der Brackets wurde freigelassen. Für die okklusalen Flügel der Brackets waren in Variante 2 zwei kleine Taschen vorhanden (*Abb. 4*). Die Brackets wurden durch Klemmpassung festgehalten, die beim Einsetzen der Brackets in die Schiene entstand. Die Röhrcchen wurden im Vergleich zu Variante 1 zusätzlich von mesial und distal umgeben und somit aus allen Richtungen umfasst.

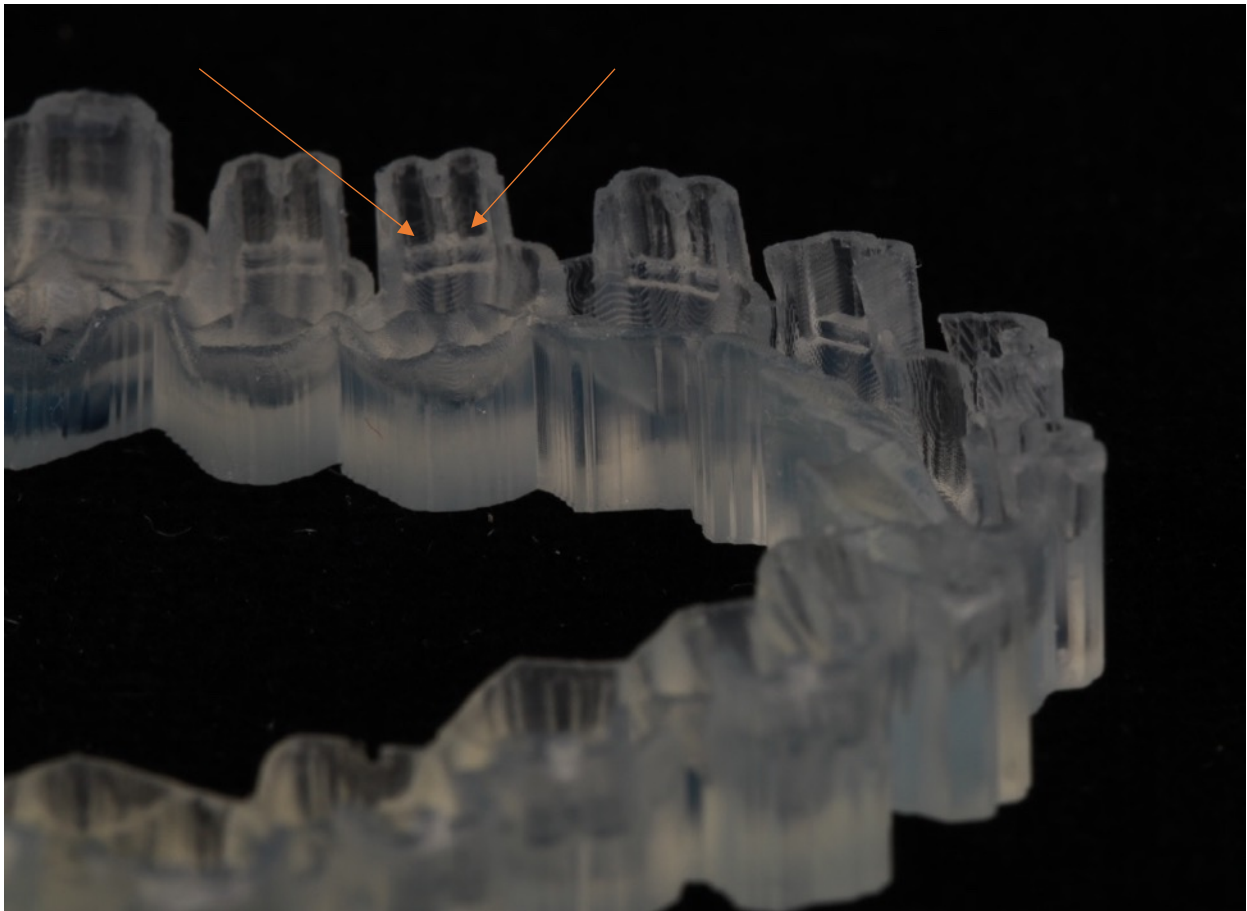


Abb. 4: Detailansicht der gedruckten Schienenvariante 2 am Beispiel einer zufällig ausgewählten Transferschiene. Orange Pfeile: Markierung der Taschen für die okklusalen Flügelpaare der Brackets. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp)

Im Panel „Tray“ wurde für beide Designvarianten ein Abstand von 0 mm zu den Zahnoberflächen eingestellt. Um einen stabilen und eindeutigen Sitz der Transferschiene zu gewährleisten, wurde keine Ausblockung vorgenommen. Unterschiede gab es in der Dicke. Um Variante 1 zusätzlich auch in Ihrer Gesamtstruktur elastischer zu gestalten, wurde die Materialdicke mit 0,5 mm dünner konzipiert als die 0,6 mm der Variante 2 (Abb. 1). Um eine noch elastischere Gesamtstruktur der Variante 1 zu erhalten, wurde sie zusätzlich in einzelne Zahngruppensegmente aufgeteilt (Schneidezähne, Eckzähne, Prämolaren, Molaren), die durch 1 mm breite Verbindungselemente zu einer ganzheitlichen Schiene zusammengehalten wurden. Die Schienenflächen beider Designvarianten wurden okklusal plan gestaltet.

Für jeden Patienten und jeden Kiefer wurden nun die zwei unterschiedliche Designvarianten der Transferschienen generiert (Abb. 5) und als STL-Dateien für den Druck exportiert.

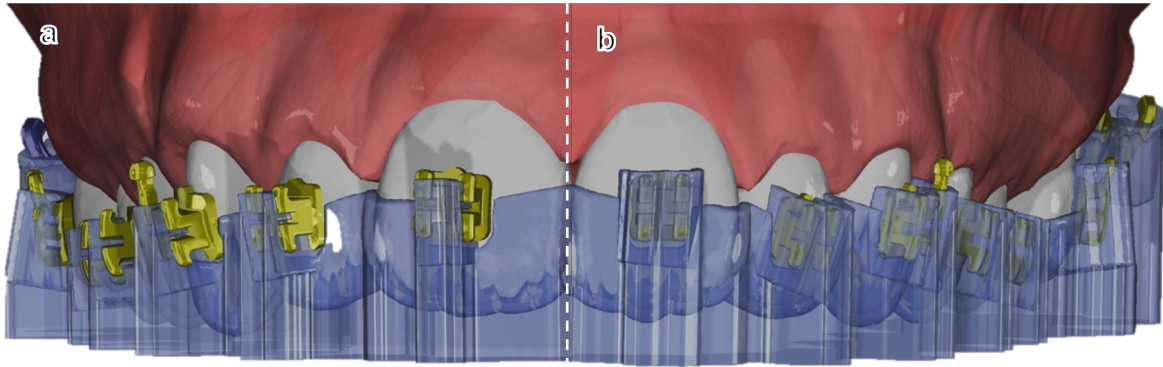


Abb. 5: Visuelle Gegenüberstellung der beiden Schienendesigns: a) *Schienendesign Variante 1*, b) *Schienendesign Variante 2* (Eigene Zusammenstellung aus der Planungssoftware OnyxCeph³™: J. von Glasenapp)

2.3. 3-D-Druck von Transferschienen

Die STL-Dateien der Transferschienen wurden in die Asiga Composer Drucksoftware (ASIGA®, Alexandria, Australien; Version 1.1.7) des 3-D-Druckers Asiga MAX™ importiert. Für jeden Druckvorgang wurden je nach Größe der Transferschienen bis zu drei Schienen so auf der Bauplattform ausgerichtet, dass der flache okklusale Schienenanteil plan auflag (Abb. 6).

Zum Drucken wurde die höchste technisch mögliche Auflösung gewählt. Diese HD-Auflösung des Druckers ergibt eine Auflösung von 62 µm in den horizontalen X- und Y-Achsen. In der Z-Achse, die der Schichtstärke entspricht, wurde eine Dicke von 50 µm eingestellt. Die Software berechnete die einzelnen Schichtbilder der gewünschten Schichtstärke, die im nachfolgenden Schritt zum 3-D-Drucken verwendet wurden.

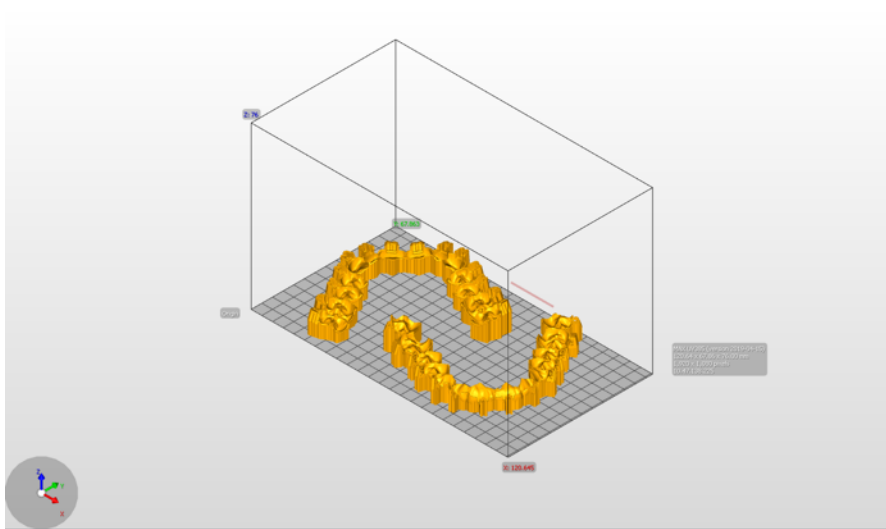


Abb. 6: Platzierung und Anordnung der 3-D-Druckdateien auf der Bauplattform des druckerzugehörigen Softwaremoduls. (Darstellung aus der Drucksoftware Asiga Composer, Asiga MAX™)

Für den 3-D-Druck wurde ein DLP (digital light processing) Drucker verwendet (Asiga MAX™, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Deutschland). Dieser Drucker basiert auf einem Projektor, der über einen 45° geneigten Spiegel eine Projektion der zu bauenden Schicht auf die Bauplattform wirft. Die Bauplattform wird dabei in ein Becken aus Epoxidharz herabgelassen und so weit abgesenkt, bis die gewünschte Schichtstärke von 50 µm erreicht ist.

Die Lichtprojektion härtet die jeweilige Schicht aus. Durch zahlreiche Wiederholvorgänge entsteht Schicht für Schicht das dreidimensionale Objekt. Als Epoxidharz wurde das druckerkompatible IMPRIMO® LC IBT (SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Deutschland) verwendet. Dieses flexible und transparente Material wurde speziell für die Herstellung von 3-D-gedruckten Transferschienen in der Kieferorthopädie entwickelt. Die Bauzeit betrug je nach Schichtanzahl bis zu vier Stunden. Nach Fertigstellung wurden die einzelnen Schienen mit einem Kunststoffspachtel von der Bauplattform gelöst und nach Vorgabe des Herstellers mit 99-prozentigem Isopropanol in einer Druckluftkabine aus einem Sprühstrahlgerät gereinigt. Anschließend erfolgte ein 10-minütiges Ultraschallbad im starken Reinigungsmodus (IMPRIMO® Clean/IMPRIMO® Cleaning Liquid, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Deutschland). Dadurch sollten auch die letzten flüssigen Epoxidüberreste entfernt werden. Zuletzt wurden die Schienen für fünf Minuten in einer Einheit für Lichtpolymerisation

unter Stickstoff ausgehärtet (IMPRIMO® Cure, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Deutschland), um eine Sauerstoffinhibitionsschicht zu verhindern. Zuletzt wurde die Passung der fertiggestellten Schienen (Abb. 7) auf ihren jeweiligen Gipsmodellen überprüft.

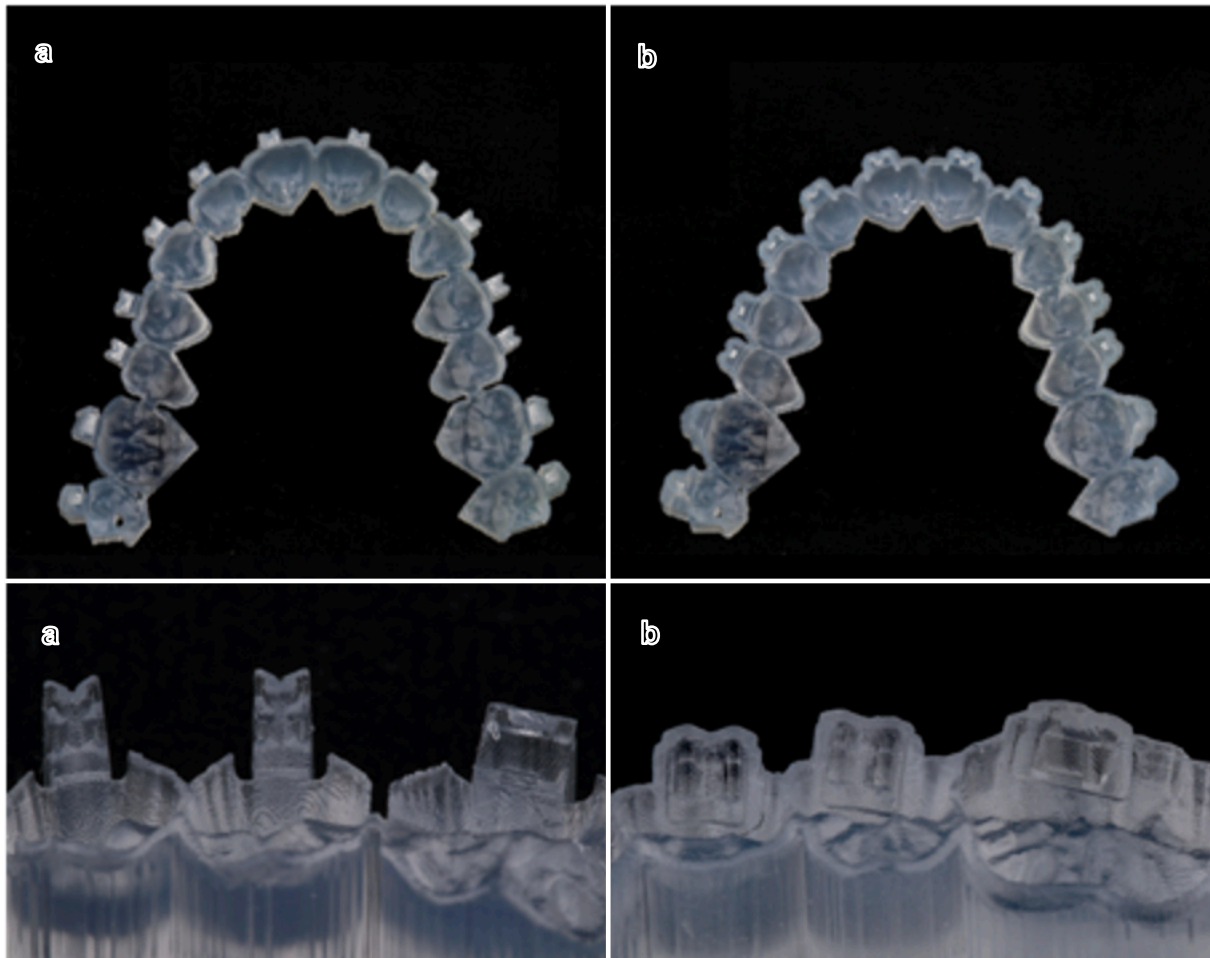


Abb. 7: 3-D-gedruckte Transferschienen nach Fertigstellung: a) Aufsicht der Schienenvariante 1 sowie eine detaillierte Ansicht der Prämolarenregion. b) Aufsicht der Schienenvariante 2 sowie eine Detaildarstellung des Prämolarenbereichs. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp)

2.4. Indirektes Kleben

Mit den fertiggestellten Schienen wurden insgesamt 1070 Brackets (discovery® smart/pearl, 0.018 inch (Roth) Dentaurum, Ispringen, Deutschland) und 420 Röhrrchen (Ortho-Cast M-Series, 0.018 inch (Roth) Dentaurum, Ispringen, Deutschland) indirekt auf die vestibulären Zahnoberflächen der entsprechenden Gipsmodelle geklebt (Abb. 8). Es wurden alle Zähne, einschließlich der zweiten Molaren, durch denselben Anwender (J. von Glasenapp) beklebt. Dazu wurden die Modelle der 27 Patienten in einen Phantomkopf eingesetzt, um eine klinische intraorale Situation zu imitieren.

Zu Beginn mussten die Transferschienen mit den Brackets und Röhrrchen bestückt werden. Bei der Variante 1 wurden die armartigen Strukturen vorsichtig mit dem Finger nach vestibulär aufgedehnt und mit der anderen Hand die Brackets und Röhrrchen mit Hilfe einer gebogenen Pinzette in die Schiene eingesetzt. Durch die elastische Rückstellkraft in die Ausgangsposition schnappte die Schiene in den horizontalen Slot und verankerte das Bracket. Bei der Variante 2 wurden die Brackets mit Hilfe einer gebogenen Pinzette von gingival nach okklusal in die Schienenfassung eingeschoben. Die Röhrrchen wurden mit der Pinzette in Position gesteckt.

Die vestibulären Zahnoberflächen der dazugehörigen Gipsmodelle wurden zuerst mit 99-pro-

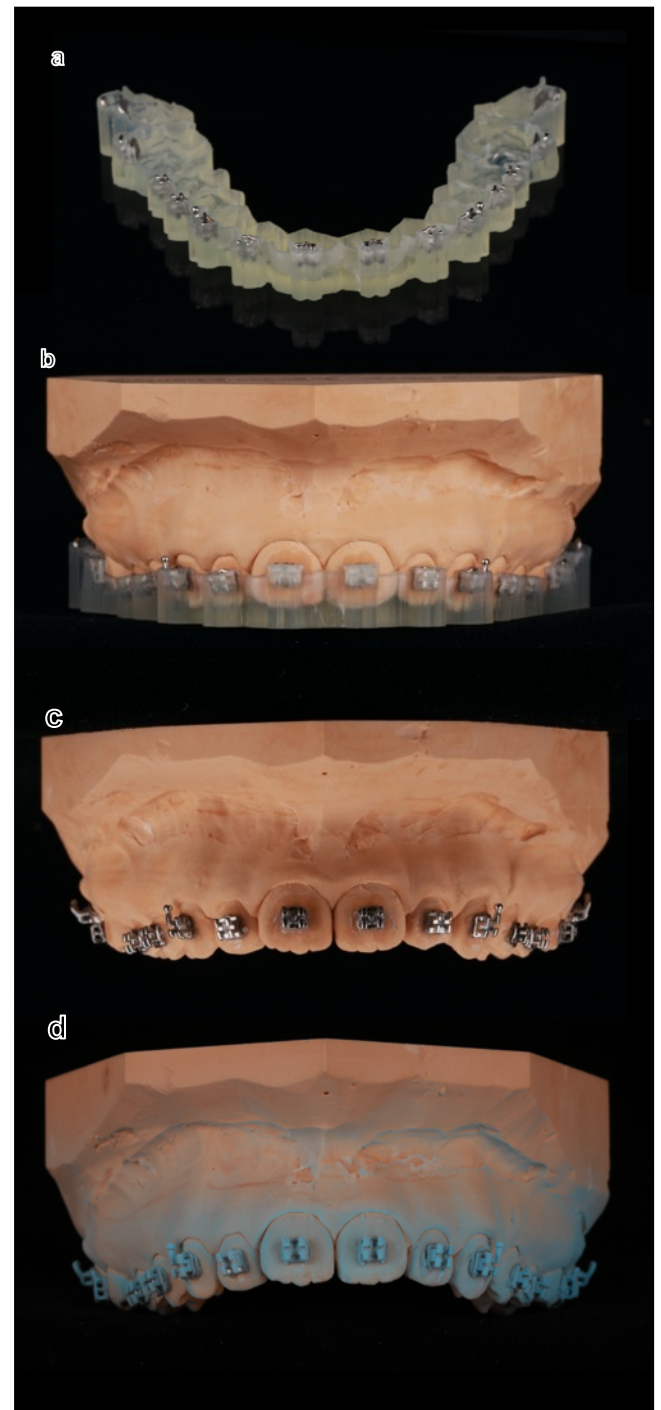


Abb. 8: Ablauf des indirekten Klebens: a) Platzierung der Brackets und Röhrrchen in der Schiene. b) Indirektes Kleben auf das Gipsmodell. c) Entfernen der Transferschiene. d) Beklebttes Model mit Scanpuder. (Eigene Fotos: J. von Glasenapp)

zentigem Isopropanol gereinigt. Nach Verdunstung wurde eine dünne Schicht Transbond™ XT Primer (3M®, Neuss, Deutschland) mit einem Mikrobürstchen (Omnibrush, OMNIDENT®, Rodgau Nieder-Roden, Deutschland) auf die zu beklebende Stelle aufgetragen.

Um die Retentionsflächen der Brackets und Röhrrchen für den Klebevorgang vorzubereiten, wurden sie mit in Aceton getränkten Wattekugeln entfettet. Anschließend wurde eine kleine Menge an Befestigungskomposit (Transbond™ XT, 3M®, Neuss, Deutschland) auf die Bracketbasen appliziert. Dieses Komposit wurde mit einem dentalen Mikrobürstchen verteilt, bis die komplette Fläche gleichmäßig bedeckt war.

Die mit Brackets und Röhrrchen bestückten Schienen wurden nun auf die vorbereiteten Gipsmodelle gesetzt und aus okklusaler Richtung in ihre Endposition gedrückt. Mit leichtem Fingerdruck auf die Fassungen aus vestibulärer Richtung sollte sichergestellt werden, dass sich das Adhäsiv mit der konditionierten Zahnoberfläche verbunden hat. Überschüssiges Komposit, das lateral an den Brackets und Röhrrchen hervorquoll, wurde an den zugänglichen Stellen mit einer dentalen Sonde entfernt. Schließlich wurde das Adhäsiv mit einer Polymerisationslampe (VALO™ Cordless, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA; 1400 mW/cm²) im „high power“ Modus an jedem Zahn für je 12 Sekunden aus okklusaler und gingivaler Richtung aus geringstmöglicher Entfernung ausgehärtet. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Lichtstrahlen aus einem möglichst geringen Abstand und möglichst direkt durch die transparente Transferschiene in den Klebspalt gelangen. Der Polymerisationsvorgang wurde an allen Zähnen nacheinander durchgeführt.

Nach dem Aushärten des Adhäsivs wurden mit Hilfe eines dentalen Scalers die Schienenfassungen von den Brackets und Röhrrchen entfernt, indem der Scaler am gingivalen Ende jeder Schienenfassung angesetzt wurde, um diese nach vestibulär anzuheben. Bei Variante 1 wurde so auch die retentive Fassung der Schiene von den Brackets gelöst. Es folgte die erneute Photopolymerisation jedes Zahns aus gingivaler und okklusaler Richtung ohne die Transferschiene.

2.5. Digitalisierung der Modelle

Um die Positionen der mit Variante 1 beziehungsweise 2 übertragenen Brackets und Röhren mit den digital geplanten Positionen vergleichen zu können, wurden alle beklebten Gipsmodelle mit Hilfe eines intraoralen Scanners (TRIOS 3W[®], 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) eingescannt. Dafür wurde ein Scanpuder (METAL-POWDER Dry blue, R-dental Dentalerzeugnisse, Hamburg, Deutschland) gleichmäßig und aus allen Richtungen auf die metallische Oberfläche der Brackets und Röhren appliziert, bis keine Reflexionen mehr erkennbar waren (*Abb. 8*). Die virtuellen indirekt beklebten Modelle wurden als STL-Datei für den nachfolgenden Schritt, den Vergleich zwischen den virtuell geplanten und den realen Bracket- und Röhrenpositionen, zwischengespeichert.

2.6. Dreidimensionale Überlagerung der Zahnoberflächen

Zu jeder Transferschiene (Variante 1 und Variante 2) wurden für jeden Patienten und jeden Kiefer zwei STL-Dateien erzeugt: Die erste Datei zeigte den entsprechenden Kiefer einschließlich der auf ihm virtuell platzierten Brackets und Röhren, das sogenannte Referenzmodell. Die zweite Datei zeigte den gleichen Kiefer mit den Positionen der durch die jeweilige Transferschiene übertragenen Brackets und Röhren.

Es folgte die automatisierte Überlagerung der virtuellen und realen Bracketpositionen wie von Koch et al. (52) beschrieben (*Abb. 10*). Um die Differenz der Bracket- und Röhrenpositionen beider Dateien bestimmen zu können, wurden sie in die 3-D Inspektions- und Messsoftware Geomagic[®] (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA; Version 15.0) importiert. Mit Hilfe eines Schneidertools wurde zunächst händisch jeder Zahn einzeln entlang der Schmelz-Gingiva Grenze aus seinem Kiefer virtuell herausgeschnitten und als eigenständige Einheit abgespeichert. Die zu vergleichenden Positionen der Brackets und Röhren des Referenzmodells und des indirekt beklebten Modells wurden zusammen mit der entsprechenden CAD-Datei des verwendeten Brackets bzw. Röhrens vom Brackethersteller Dentaforum für das weitere Vorgehen als eine gruppierte Einheit zwischengespeichert.

Die virtuellen CAD-Dateien der verwendeten Brackets bzw. Röhrrchen wurden mit den Brackets und Röhrrchen auf dem indirekt beklebten Modell überlagert. Unvollständigkeiten beim Scannen der sehr filigranen und teilweise untersichgehenden Strukturen von Brackets und Röhrrchen sollten so vervollständigt werden, um zwischen der geplanten und der tatsächlichen Bracketposition präzise vergleichen zu können.

Anschließend wurden die Positionen der indirekt geklebten Brackets und Röhrrchen zusammen mit der überlagerten CAD-Datei der entsprechenden Attachments mit dem Referenzmodell überlagert, um die Übertragungsgenauigkeit zu bestimmen (Abb. 9).

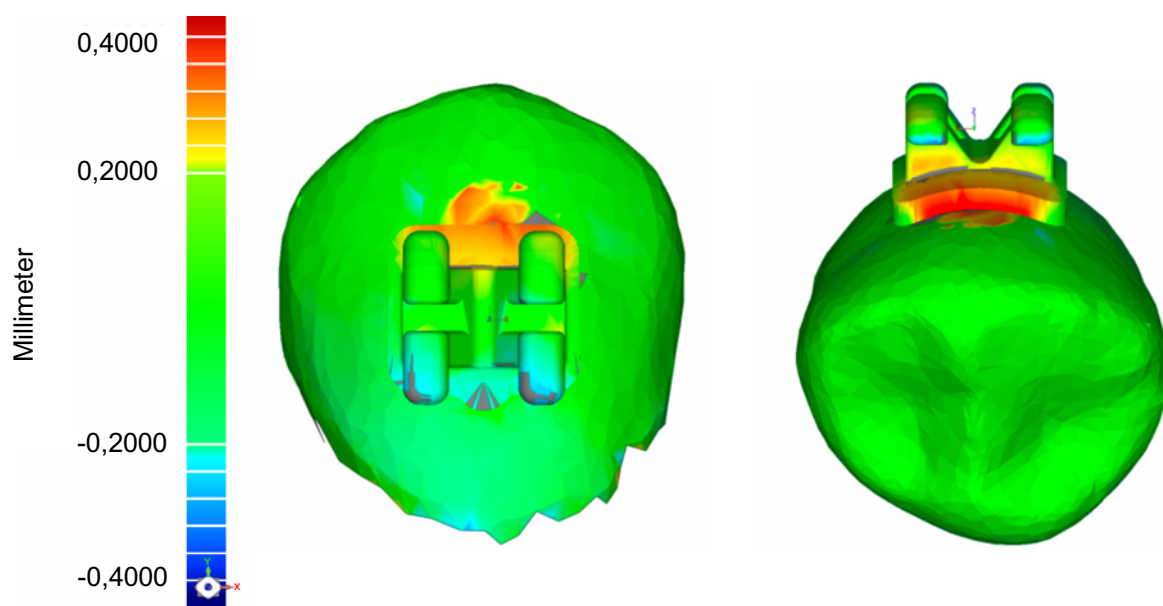


Abb. 9: Veranschaulichung von Übertragungsabweichungen durch farbliche Darstellung der Bracketpositionen am Beispiel eines Prämolaren. (Eigene Zusammenstellung aus der Software Geomagic® Control)

Ein speziell für diesen Zweck entwickelter Messalgorithmus (52) berechnete nun die Abweichungen der Brackets und Röhrrchen (Abb. 10). Dafür wurde ein in den virtuellen CAD-Dateien der Brackets und Röhrrchen integriertes Koordinatensystem verwendet. Die Lagendifferenz der beiden Koordinatensysteme in Bezug auf die Zahnoberfläche spiegelte dabei die Abweichung wider.

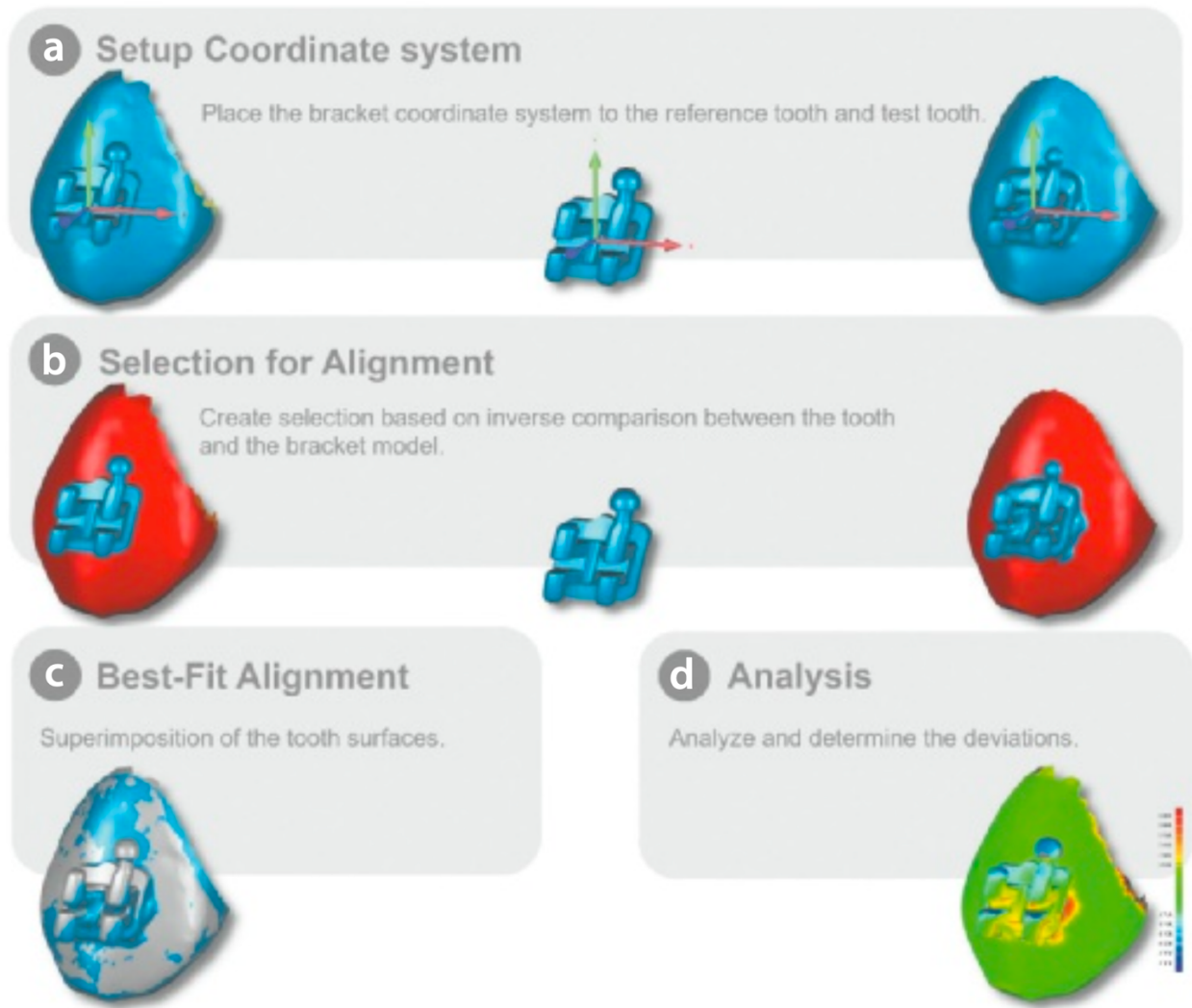


Abb. 10: Digitaler Prozessablauf zur Berechnung von Abweichungen der Attachments nach manueller Segmentierung jedes einzelnen Zahns in einem Kiefer. (Abbildung aus (52): mit freundlicher Genehmigung des Verlags)

Die Abweichungen wurden in den jeweiligen drei Raumdimensionen {mesiodistal (X, Millimeter), okklusogingival (Y, Millimeter), orovestibulär (Z, Millimeter)} und um drei Achsen {Torque (X, Grad), Rotation (Y, Grad), Angulation (Z, Grad)} berechnet (Abb. 11).

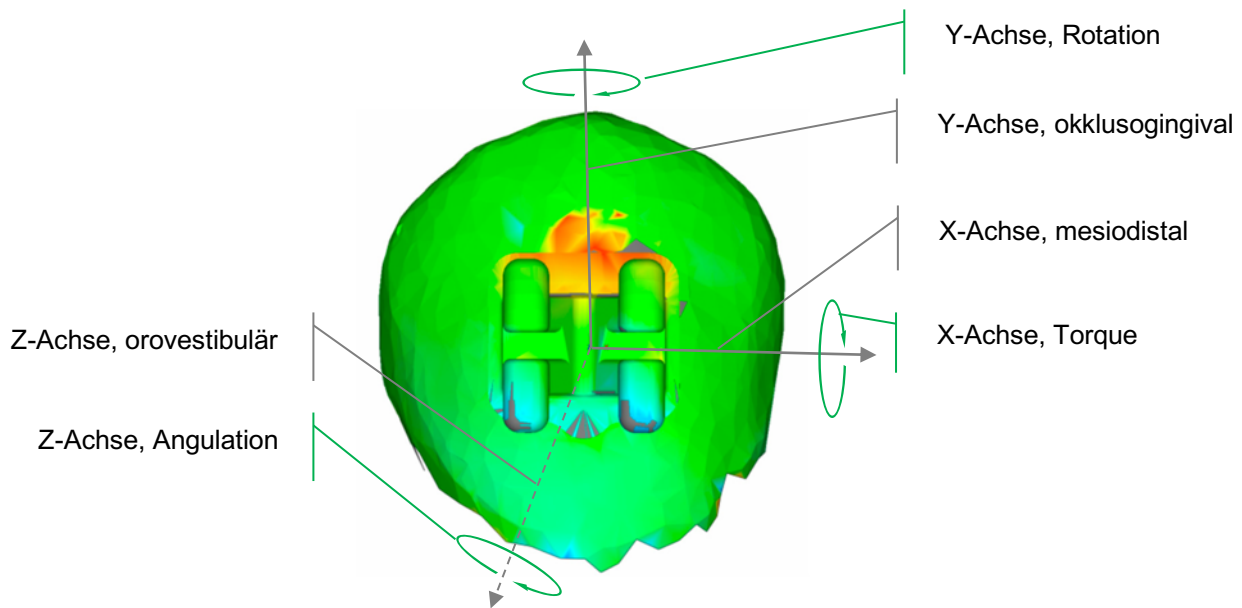


Abb. 11: Schematische Darstellung der Raumdimensionen eines Brackets mit einem Koordinatensystem zur Ermittlung von Abweichungen in drei linearen Richtungen (in Millimeter) und um drei Achsen (in Grad). (Eigene Darstellung: J. von Glasenapp)

2.7. Statistische Analyse

Die statistische Auswertung erfolgte mit SPSS® (Statistics software, Armonk, NY, USA; Version 27.0). Eine deskriptive Statistik wurde jeweils für alle Zahngruppen (Schneidezähne, Eckzähne, Prämolaren und Molaren) sowie für beide Varianten (Variante 1 und Variante 2) durchgeführt. Mittelwerte und deren Standardabweichung wurden auf Basis absoluter Differenzen bestimmt (Tab. 1 und 2). Diese Vorgehensweise wurde gewählt, da sich Abweichungen in entgegengesetzten Richtungen benachbarter Zähne beim relativen Mittelwert aufheben würden.

Zum Beurteilen der klinischen Relevanz wurden die Grenzwerte für klinisch akzeptable Abweichungen von Attachmentpositionen des *American Board of Orthodontics (ABO)* mit $\pm 0,5$ mm und $\pm 2^\circ$ für alle linearen und angularen Ergebnisse zugrunde gelegt (53). Wie Schmid et al. (8) erwähnten, kommt es jedoch bei Fehlplatzierungen von Attachments in entgegengesetzten Richtungen an benachbarten Zähnen zu einer Summierung der Abweichungen. Bei angenommenen 0,5 mm entgegengesetzten Abweichungen von zwei benachbarten Attachmentpositionen, kommt es beim Betrachten der Gesamtheit zu einer Differenz von 1 mm und somit zu deutlich mehr Abweichungen als es klinisch akzeptabel

ist, wenngleich sich beide Attachments einzeln betrachtet noch innerhalb der Grenzwerte befinden (8, 29). Darauf basierend und wie bereits in anderen Studien eingeführt (8, 29), wurden die Grenzwerte klinischer Akzeptanz mit $\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$ festgelegt. Der Prozentsatz an Brackets und Röhrrchen außerhalb dieser Limits wurde in die jeweiligen Richtungen aufgeteilt und ist in der *Tabelle 3* dargestellt.

Zur Bestimmung der Signifikanz wurde in SPSS® ein gemischtes Modell durchgeführt. Es wurde verglichen, ob zwischen den beiden Transferschienen-Varianten ein signifikanter Unterschied in der Übertragungsgenauigkeit bestand und ob sich einzelne Zahngruppen der beiden Varianten signifikant in ihrer Positionierung unterschieden. Im Vergleich zu anderen statistischen Analysen berücksichtigt das gemischte Modell Situationen, bei denen sich eine Abweichung eines Brackets auf die Übertragungsgenauigkeit des benachbarten Brackets auswirken könnte. Abweichungen der einzelnen Attachments werden somit als abhängige Variablen gesehen. Die Ergebnisse sind in *Tabelle 4* dargestellt.

3. Ergebnisse

Insgesamt wurde das indirekte Kleben an 27 Patienten in vitro mithilfe zweier sich im Design unterscheidender Transferschienen durchgeführt. Beim Entfernen der Transferschienen kam es zum unbeabsichtigten Ablösen von insgesamt 153 Brackets und Röhrchen, 66 davon lösten sich beim Entfernen der Transferschienen der Variante 1 (8,9 % aller übertragenen Brackets und Röhrchen) und 87 mit der Variante 2 (11,7 %). Bei der softwarebasierten Analyse der Abweichungen der Attachmentpositionen konnten 10 Zähne aufgrund einer fehlgeschlagenen Überlagerung der Zahnoberflächen nicht in die Berechnung eingeschlossen werden. Somit konnten insgesamt 163 Zähne statistisch nicht ausgewertet werden.

Die *Tabelle 1* und *Tabelle 2* stellen die absoluten Mittelwerte und deren Standardabweichungen der drei linearen und drei angularen Abweichungsrichtungen beider Transferschienen-Varianten dar, differenziert für einzelne Zahngruppen und im Gesamten. Alle Mittelwerte befinden sich innerhalb der Grenzen für klinisch akzeptable Abweichungen der Attachments von $\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$.

Tab. 1: Absolute Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz zwischen den virtuell geplanten und indirekt geklebten Positionen für die Transferschienen der Designvariante 1

	Variante 1 ^b						
	n ^a	Mesiodistal (mm)	Okklusogingival (mm)	Orovestibulär (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Angulation (°)
Schneidezähne	181	0,06 ± 0,06	0,07 ± 0,05	0,02 ± 0,02	0,45 ± 0,39	0,69 ± 0,76	0,58 ± 0,53
Eckzähne	105	0,09 ± 0,08	0,06 ± 0,04	0,03 ± 0,02	0,47 ± 0,39	0,98 ± 0,94	0,66 ± 0,58
Prämolaren	198	0,06 ± 0,06	0,05 ± 0,05	0,03 ± 0,02	0,59 ± 0,55	0,59 ± 0,55	0,43 ± 0,36
Molaren	198	0,05 ± 0,05	0,07 ± 0,07	0,03 ± 0,02	0,56 ± 0,55	0,40 ± 0,40	0,19 ± 0,30
Gesamt	679	0,06 ± 0,06	0,06 ± 0,06	0,03 ± 0,02	0,50 ± 0,45	0,62 ± 0,68	0,44 ± 0,47

^a Anzahl der beklebten Brackets und Röhrrchen, ^b absolute Mittelwerte ± Standardabweichungen
(Modifiziert nach J. von Glasenapp et al., 2022, (1))

Tab. 2: Absolute Mittelwerte und Standardabweichungen der Differenz zwischen den virtuell geplanten und indirekt geklebten Positionen für die Transferschienen der Designvariante 2

	Variante 2 ^b						
	n ^a	Mesiodistal (mm)	Okklusogingival (mm)	Orovestibulär (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Angulation (°)
Schneidezähne	186	0,04 ± 0,04	0,08 ± 0,06	0,03 ± 0,02	0,54 ± 0,41	0,52 ± 0,48	0,66 ± 0,57
Eckzähne	101	0,05 ± 0,04	0,08 ± 0,06	0,03 ± 0,02	0,68 ± 0,60	0,63 ± 0,47	0,68 ± 0,57
Prämolaren	194	0,05 ± 0,05	0,07 ± 0,05	0,02 ± 0,02	0,58 ± 0,49	0,45 ± 0,47	0,38 ± 0,35
Molaren	168	0,05 ± 0,04	0,07 ± 0,07	0,02 ± 0,02	0,55 ± 0,54	0,41 ± 0,34	0,18 ± 0,21
Gesamt	649	0,05 ± 0,04	0,07 ± 0,06	0,02 ± 0,02	0,58 ± 0,50	0,49 ± 0,45	0,45 ± 0,48

^a Anzahl der beklebten Brackets und Röhrrchen, ^b absolute Mittelwerte ± Standardabweichungen
(Modifiziert nach J. von Glasenapp et al., 2022, (1))

In linearer Richtung entlang der orovestibulären Achse zeigen beide Varianten mit Abweichungen von maximal 0,03 mm die höchste Übertragungsgenauigkeit. Die ungenaueste Platzierung mit der Variante 1 erfolgte in mesiodistaler Richtung an den Eckzähnen, während Variante 2 in okklusogingivaler Richtung in jeder Zahngruppe die ungenauesten Ergebnisse lieferte.

Für die angulare Übertragungsgenauigkeit zeigte Variante 1 die größten mittleren Abweichungen bezüglich Rotation. Die Eckzähne erreichten mit einem Mittelwert von $0,98^\circ$ fast den Grenzwert von $\pm 1^\circ$ für klinisch akzeptable Übertragungsgenauigkeit. Variante 2 überträgt in Richtung des Torques am ungenauesten und die Eckzähne sind mit einem Mittelwert von $0,68^\circ$ wiederum die ungenaueste Zahngruppe. Abgesehen von dem Torque mit Variante 1, zeigten Eckzähne generell in allen Abweichungsrichtungen und unabhängig vom verwendeten Transferschienen-Design die geringste Übertragungsgenauigkeit.

Der prozentuale Anteil aller Brackets, die sich außerhalb der Grenzwerte von $\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$ befanden, ist in *Tabelle 3* wiedergegeben.

In den linearen Richtungen wurden mit der Variante 1 mehr Brackets klinisch akzeptabel übertragen als mit Variante 2. Das beste Ergebnis wurde in orovestibulärer Richtung erzielt. Kein einziges Bracket lag hier außerhalb der Grenzwerte. Konträr dazu wurde der größte Prozentsatz inakzeptabler linearer Ausreißer in mesiodistaler Richtung (3,3 %) erzielt, mit einer fast ausgeglichenen Verteilung nach mesial (1,8 %) und distal (1,5 %).

Bezüglich der Winkelabweichungen wurden mit Variante 1 weniger Brackets und Röhrchen klinisch akzeptabel übertragen als mit Variante 2. Innerhalb der Transferschiene Variante 1 wurde der geringste Prozentsatz außerhalb der $\pm 1^\circ$ Grenze in Richtung der Angulation (10,6 %) festgestellt. Die Verteilung der angularen inakzeptablen Übertragungen zeigte sich nach mesial und distal identisch (5,3 %). Der höchste Prozentsatz an Brackets und Röhrchen außerhalb der $\pm 1^\circ$ Grenze wurde in Richtung Rotation beobachtet (18 %). Dabei kam es zu leicht vermehrten Abweichungen in Richtung mesialer Rotation (9,9 %) im Vergleich zur distalen Rotation (8,1 %). Die Eckzähne zeigten in Richtung der Rotation mit 34,3 % aller Brackets außerhalb der $\pm 1^\circ$ Grenze die schlechtesten Ergebnisse, während die Röhrchen auf den Molaren mit nur 6,7 % am genauesten übertragen wurden.

Mit der Variante 2 wurden die besten Ergebnisse in orovestibulärer Richtung erzielt. Nur 0,2 % aller Brackets lagen zu weit oral und kein Bracket lag zu weit vestibulär. Die häufigsten linearen Ausreißer wurden in okklusogingivaler Richtung festgestellt (3,8 %), mit einer deutlichen Tendenz in Richtung Gingiva (2,9 %) im Vergleich zu nach okklusal abweichenden Brackets und Röhrrchen (0,9 %).

Die wenigsten inakzeptablen Winkelabweichungen gab es mit der Variante 2 in der Rotation (11,2 %), mit einer gleichmäßigen Verteilung nach mesial (5,5 %) und distal (5,7 %). Die meisten Brackets außerhalb der $\pm 1^\circ$ Grenze wurden in Richtung des Torques festgestellt (16,3 %). Auffällig ist die gerichtete Verteilung der Ergebnisse in Richtung des oralen Torques (13,4 %) im Vergleich zum vestibulären Kronentorque (2,9 %). Wie auch bei der Variante 1 kam es bei den Eckzähnen (21,8 %), gefolgt von den Prämolaren (16,5 %), zu den meisten Brackets außerhalb der 1° Grenze. Auch die Verteilung zeigt, dass deutlich mehr Eckzahnbrackets in Richtung des oralen Kronentorques fehlplatziert waren (18,8 %) und nur wenige in Richtung des labialen Kronentorques (3,0 %).

Tab. 3: Anteil der Bracketpositionen außerhalb der klinisch akzeptablen Übertragungsgrenzen ($\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$) für Variante 1 und Variante 2, unterteilt nach den jeweiligen Abweichungsrichtungen.

		Variante 1 ^b					
		Mesiodistal (%)		Okklusogingival (%)		Orovestibulär (%)	
	n ^a	Mesial	Distal	Okklusal	Gingival	Oral	Vestibulär
Schneidezähne	181	0,0	2,2	3,3	0,0	0,0	0,0
Eckzähne	105	3,8	5,7	0,0	0,0	0,0	0,0
Prämolaren	198	2,0	0,0	0,5	1,5	0,0	0,0
Molaren	198	1,0	0,0	0,5	3,6	0,0	0,0
Gesamt	679	1,8	1,5	1,2	1,5	0,0	0,0

		Variante 1 ^b					
		Torque (%)		Rotation (%)		Angulation (%)	
	n ^a	OKT	LKT	MR	DR	MKA	DKA
Schneidezähne	181	2,2	15,5	15,5	4,4	7,2	9,4
Eckzähne	105	5,7	13,3	13,3	21,0	13,3	9,5
Prämolaren	198	8,1	7,1	7,1	11,6	3,5	4,0
Molaren	198	10,8	1,5	1,5	5,2	1,0	0,5
Gesamt	679	6,9	9,9	9,9	8,1	5,3	5,3

		Variante 2 ^b					
		Mesiodistal (%)		Okklusogingival (%)		Orovestibulär (%)	
	n ^a	Mesial	Distal	Okklusal	Gingival	Oral	Vestibulär
Schneidezähne	186	0,0	0,5	1,6	1,6	0,5	0,0
Eckzähne	101	1,0	2,0	1,0	2,0	0,0	0,0
Prämolaren	194	1,0	0,0	0,5	3,1	0,0	0,0
Molaren	148	0,0	0,0	0,6	4,8	0,0	0,0
Gesamt	649	0,3	0,2	0,9	2,9	0,2	0,0

		Variante 2 ^b					
		Torque (%)		Rotation (%)		Angulation (%)	
	n ^a	OKT	LKT	MR	DR	MKA	DKA
Schneidezähne	186	11,8	3,2	9,1	3,2	11,8	3,2
Eckzähne	101	18,8	3,0	11,9	5,9	12,9	5,9
Prämolaren	194	15,5	1,0	3,1	9,8	3,1	3,6
Molaren	148	9,5	4,8	0,6	3,6	0,0	1,2
Gesamt	649	13,4	2,9	5,5	5,7	7,4	4,6

^a Anzahl der geklebten Brackets und Röhrchen

^b Prozentsatz der Brackets außerhalb der Grenze von $\pm 0,2$ mm and $\pm 1^\circ$

OKT/LKT = oraler/ labialer Kronentorque

MR/DR = Mesio-/Distorotation

MKA/DKA = mesiale/distale Kronenangulation

(Modifiziert nach von Glasenapp et al., 2022, (1))

Das gemischte Modell (*Tab. 4*) ergab keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$) in der Übertragungsgenauigkeit zwischen den beiden Transferschienen-Varianten. Das gemischte Modell berechnete außerdem, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Zahngruppen der beiden Varianten vorlag. Auch die einzelnen Zahngruppen der beiden Varianten unterscheiden sich nicht signifikant ($p > 0,05$). Das gemischte Modell ergab in Bezug auf die angularen Werte, dass sich die Zahngruppen (Schneidezähne, Eckzähne, Prämolaren, Molaren), unabhängig der zugehörigen Schienenvariante, in ihrer Übertragungsgenauigkeit signifikant unterscheiden ($p < 0,01$).

Tab. 4: Ergebnisse des gemischten Modells zur Berechnung der Signifikanz (p-Wert) von Einflussfaktoren

Faktor(en)	p-Wert	p-Wert
	(lineare Messungen in mm)	(angulare Messungen in Grad)
Varianten ^a	0,414	0,674
Varianten * Zahngruppen ^b	0,842	0,885
Zahngruppen ^c	0,256	0,000

^a Designvariante 1 and Designvariante 2

^b Kombination von zwei Einflussfaktoren

^c Zahngruppen = Schneidezähne, Eckzähne, Prämolaren, Molaren

(Modifiziert nach von Glasenapp et al., 2022, (1))

4. Diskussion

In dieser Studie wurde die Genauigkeit des Übertragens von Brackets und Röhrrchen unter Verwendung von 3-D-gedruckten Schienen untersucht. Mit zwei unterschiedlich designten Transferschienen (Variante 1 und Variante 2) wurden insgesamt 1490 Brackets und Röhrrchen auf zwei identische Gruppen von je 27 Patientenmodellen mit jeweils einem Ober- und Unterkiefer geklebt. Die Unterschiede beider Schienenvarianten in der Übertragungsgenauigkeit wurden ausgewertet.

4.1. Kurze Zusammenfassung der Ergebnisse

Beide Varianten zeigten trotz unterschiedlicher Schienengestaltung eine vergleichbar genaue Übertragung der Brackets und Röhrrchen, die als klinisch ausreichend eingestuft werden kann.

Die initiale Verlustrate von Brackets und Röhrrchen der beiden Transferschienen lag mit Variante 1 bei 8,9 % und mit Variante 2 bei 11,7 %. Abweichungen der geklebten Brackets und Röhrrchen von ihrer virtuell geplanten Position wurden linear und angular bestimmt. In linearer Richtung lagen mit der Variante 1 98 % aller Brackets und Röhrrchen innerhalb der gesetzten Grenze für eine klinisch vertretbare Abweichung von $\pm 0,2$ mm.

Mit Variante 2 waren 98,5 % aller Brackets und Röhrrchen im klinisch akzeptablen Bereich der linearen Achsen. Bezüglich der Rotation um die X-, Y- und Z-Achse (angulare Abweichung) übertrug Variante 1 84,9 % und Variante 2 86,8 % aller Brackets und Röhrrchen in dem Grenzbereich von $\pm 1^\circ$ für klinisch akzeptable Übertragung. Der Unterschied war nicht signifikant ($p > 0,05$). Es zeigte sich, dass einzelne Zahngruppen signifikant genauere Ergebnisse liefern als andere, unabhängig vom Schienendesign, mit dem sie übertragen wurden ($p < 0,05$).

4.2. Interpretation der Ergebnisse

Andere Studien mit einem vergleichbaren Aufbau erzielten mit 3-D-gedruckten Schienen in linearer Richtung einen vergleichbaren Prozentsatz (89 % - 100 %) und in angularer Richtung einen geringeren Prozentsatz (46 % - 82 %) an klinisch akzeptablen Übertragungen (27, 34, 49, 54, 55). Die Grenzwerte der genannten Vergleichsstudien legten mit $\pm 0,5$ mm und $\pm 2^\circ$ jedoch einen größeren Bereich als klinisch akzeptabel fest als dies in

der vorliegenden Studie geschah ($\pm 0,2$ mm und $\pm 1^\circ$). Obwohl für die Transferschienen der vorliegenden Studie strengere Grenzwerte für eine klinisch akzeptable Übertragung angewandt wurden, übertrugen sie mit je 84,9 % und 86,8 % mehr Brackets und Röhren in angularer Richtung in einen klinisch akzeptablen Bereich für Abweichungen als die genannten Vergleichsstudien. Gemeinsamkeiten mit den Vergleichsstudien wurden bezüglich linearer Abweichungen festgestellt. Die Abweichungen in orovestibulärer Richtung waren am geringsten.

Sowohl in unserer Studie als auch in anderen Untersuchungen (27, 49, 50, 54, 55) wurden lineare Abweichungen der Brackets und Röhren häufiger als klinisch akzeptabel eingestuft als angulare Übertragungsfehler. Es besteht keine gleichwertige Relation zwischen dem Grenzwert von 1° und dem linearen Grenzwert von 0,2 mm. Daher sollte man keine direkten Vergleiche zwischen den prozentualen Werten der Millimeter- und Gradangaben ziehen.

Beim Betrachten der einzelnen Zahngruppen zwischen den Designvarianten 1 und 2 zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) in der Übertragungsgenauigkeit, wohl jedoch erkennbare Tendenzen, Stärken und Schwächen des jeweiligen Designs.

Beide Transfervarianten erzielten die genaueste lineare Übertragung in orovestibulärer Richtung. Andere vergleichbaren Studien mit 3-D-gedruckten Transferschienen kamen zu demselben Ergebnis (8, 22, 29, 49, 54). Nur Niu et al. (27), Jungbauer et al. (26) sowie Park et al. (34) fanden die geringsten Übertragungsfehler in mesiodistaler Richtung. Der Grund für die sehr guten orovestibulären Ergebnisse ist wahrscheinlich der Tatsache geschuldet, dass der Zahn an sich eine feste Begrenzung nach oral darstellt. Trotzdem kam es mit der Variante 2 bei 0,5 % (einem einzigen Bracket) zu einer Fehlplatzierung zu weit nach oral, obwohl die Klebefuge zwischen der Bracketbasis und der Zahnoberfläche nur auf 0,2 mm eingestellt war. Grund dafür ist ein zu hoher Anpressdruck auf die Schienenfassungen sowie eine große vertikale Fehlplatzierung, wie in diesem Fall von 0,3 mm nach gingival, die erst eine orale Fehlplatzierung von mehr als 0,2 mm im Vergleich zum Ursprungspunkt möglich machte.

Bei einem zu geringen Anpressdruck und einer dicken Adhäsivschicht über 0,2 mm könnte es bei unzureichender elastischer Rückstellkraft der Schiene zu keiner ausreichenden Verdrängung des Komposits kommen, was eine Abweichung in vestibulärer

Richtung zur Folge hätte. Kein einziges unserer Brackets bzw. Röhrchen wurde in vestibulärer Richtung außerhalb der Grenzwerte platziert.

Die anfänglichen Verlusten für Brackets und Röhrchen in Variante 1 betragen 8,9 %, während sie in Variante 2 bei 11,7 % lagen. Dieser Unterschied ist hauptsächlich auf die starre Schalenkonstruktion in Variante 2 zurückzuführen, die das Ablösen mit einemScaler erschwerte. Zusätzlich kam es durch die mesiale und distale Umfassung der Brackets die Variante 2 zu einer Klebeverbindung zwischen Adhäsiv und dem Transferschienenmaterial an den Bracketrändern, was wiederum das Ablösen erschwerte. Variante 1 zeichnete sich durch eine elastische, schmalere und weniger umfassende Fassung aus, was zu geringeren anfänglichen Verlusten von Brackets und Röhrchen führte.

Die ungenaueste Übertragung in linearer Richtung wurde in okklusogingivaler Richtung mit Variante 2 erzielt, mit einer klaren Tendenz in gingivaler Richtung. Mit Ausnahme der Frontzähne scheint es, als ob Variante 2 mit ihrer gingival offenen Schalenfassung die Brackets und Röhrchen nicht suffizient vor einer okklusogingivalen Fehlplatzierung in gingivaler Richtung bewahrt.

Eine Erklärung dafür könnten die ins Schieneninnere gerichteten Ausstülpungen der Fassungen liefern, die für die Bracketflügel vorhergesehen waren. Durch ungenaues 3-D-Drucken oder unvollständiges Entfernen der Überreste in diesen Ausstülpungen könnte es zu einer Verengung des Hohlraumes kommen, was dazu führen würde, dass die Bracketflügel nicht mehr in ihre finale Endposition platziert werden. Diese Fehlplatzierung innerhalb der Schiene könnte dann tendenziell zu einer Abweichung in gingivaler Richtung geführt haben, wie in *Tabelle 3* zu sehen ist. Schienenvariante 1 hingegen hält die Brackets aktiv und ermöglicht durch die Ausdehnungen der Schiene in den horizontalen Bracketslot eine genauere okklusogingivale Positionierung, was sich in dem geringeren Prozentsatz an klinisch inakzeptablen Übertragungen widerspiegelt. Bei den Röhrchen wurde kaum ein Unterschied festgestellt. Beide Varianten der Transferschienen umfassen die Röhrchen aus gingivaler Richtung, weshalb die Differenz des absoluten Mittelwerts mit 0,01 mm sehr gering ausfiel.

Die Transferschiene Variante 2 zeigte eine hohe Abweichung in Richtung des Kronentorques (Rotation um X-Achse, *Tab. 3*). Auffällig war hier die ausgeprägte Neigung in Richtung eines oralen Kronentorques (OKT) mit einem Anteil von 13,4 % im Vergleich zum labialen Kronentorque (LKT) mit lediglich 2,4 %. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte

darin liegen, dass die konvexe Form der Zahnoberfläche in Kombination mit einer erhöhten Anzahl vertikal fehlplatzierter Brackets dazu führt, dass die Brackets durch den Druck während des indirekten Klebens entlang der X-Achse gedreht werden. Eine vermehrte Abweichung in Richtung OKT wäre die Folge.

Miethke und Melsen (56) haben herausgefunden, dass die Molaren, gefolgt von den Prämolaren, die höchste Variabilität in Bezug auf ihre vestibuläre Krümmung aufweisen. Daher ist es wahrscheinlich, dass bei Attachments mit einer okklusogingivalen Abweichung auch bei diesen Zähnen (Molaren und Prämolaren) eine erhöhte Abweichung in Bezug auf den Kronentorque (Rotation um die X-Achse) festgestellt wird.

Die vorliegende Studie unterstützt diese These teilweise. Die absoluten Mittelwerte für Variante 1 und Variante 2 zeigten bei Molaren und Prämolaren weniger präzise Ergebnisse im Vergleich zu Eckzähnen und Schneidezähnen. Dies traf jedoch nicht auf die Eckzähne der Variante 2 zu, die einen signifikant schlechteren Mittelwert erzielten als die anderen Zahngruppen. Die Eckzähne wiesen, unabhängig von ihrer okklusogingivalen Positionierung und der gewählten Designvariante, mit Ausnahme des Torques in Variante 1, die ungenauesten Werte für angulare Abweichungen auf. Zu diesem Ergebnis kamen auch Jungbauer et al. (26) sowie Koch et al. (57).

Bei Pottier et al. (49) zeigten in deren Gruppe 1 (durch Silikonschienen übertragene Brackets) die Attachments der Eckzähne in Richtung des Torques und der Angulation und bei Bakdach et al. (54) in der Rotation die höchste Ungenauigkeit. Eckzähne weisen nicht nur eine starke vestibuläre Krümmung in okklusogingivaler Richtung auf, sondern haben auch eine stark variierende vestibuläre Konvexität. Diese konvexe vestibuläre Zahnoberfläche könnte dazu führen, dass die basale Klebefläche der von uns verwendeten Eckzahnbrackets nur einen punktförmigen Kontakt zu der Zahnoberfläche herstellen konnte. Durch den vestibulären Fingerdruck beim Andrücken der Schienenfassungen und einer punktförmigen Auflage der Bracketbasis auf der Zahnoberfläche könnte es zu einer Kipp-, Rotations- und/oder Torque-Bewegung des Brackets kommen. Eine flexible Fassung der Transferschiene würde diesen Effekt begünstigen. Diese ist wiederum wichtig, um die Fassungen der Schiene von den Brackets sicher entfernen zu können.

Im Allgemeinen sollten Fehlerquellen wie Druckungenauigkeiten und ein zu hoher vestibulärer Fingerdruck beim Applizieren der Transferschiene vermieden werden, da es

sonst zu klinisch inakzeptablen Übertragungen kommen kann. Für eine genaue okklusogingivale Übertragung ist außerdem eine Fassung mit einer aktiven Befestigung der Brackets und Röhrchen in der Schienenfassung wie bei Variante 1 zu bevorzugen. Um mehr Elastizität in der Fassung zu generieren, ist mit der verwendeten Simulation und Planungssoftware eine weitere Reduzierung des Designs aufgrund der zunehmend mangelnden Fassung der Röhrchen nicht zu empfehlen.

4.3. Einbettung der Ergebnisse in den bisherigen Forschungsstand

Insgesamt wurden in der vorliegenden Studie 1327 Bracket- und Röhrchenpositionen ausgewertet. Dabei wurden neben den Schneidezähnen, Eckzähnen und Prämolaren auch die ersten und zweiten Molaren indirekt beklebt. Die Übertragungsgenauigkeit der Molaren zu untersuchen ist besonders wichtig, da das Kleben von Röhrchen im Molarenbereich durch die eingeschränkte Sicht und schlechte Zugänglichkeit klinisch besonders herausfordernd ist. Zudem verbessert die Integration der Molaren in den Klebevorgang die Effizienz des indirekten Klebens, indem alle Zähne in einem Schritt beklebt werden können. Im Vergleich dazu wurde in den meisten anderen Studien nur bis zu den zweiten Prämolaren (8, 11, 18, 24, 49, 54, 55) oder maximal bis zu den ersten Molaren (23, 27, 31, 43) indirekt geklebt. Somit wäre ein separater Schritt für das Bekleben der zweiten Molaren notwendig. Beide hier untersuchten Schienenvarianten übertragen alle Brackets und Röhrchen in einem Schritt. Die kann jedoch bezüglich der Trockenhaltung in vivo herausfordernd sein.

Die Studie von Czolgosz et al. (11) ergab, dass das indirekte Kleben mit computergestützter virtueller Planung und allen arbeitsnotwendigen Schritten zur Vorbereitung der Übertragungsschiene einschließlich der Behandlung am Stuhl zeitaufwendiger ist als das direkte Kleben der Attachments. Zusätzlich gehen mehr Brackets beim Klebevorgang verloren, was schlussendlich zu höheren Kosten im Vergleich zum direkten Kleben führt (11).

Ein angepasstes Design der Transferschiene im Zusammenhang mit der Herstellung im 3-D-Druck-Verfahren könnte einige dieser Nachteile reduzieren. Mit Hilfe eines 3-D-Druckers können mehrere Schienen gleichzeitig und automatisiert hergestellt werden. Lediglich die Nachbearbeitung erfordert manuelle Arbeitsschritte, was Arbeitszeit einspart (44). Die aktive Produktionszeit ist mit einem 3-D-Druckverfahren deutlich kürzer (44). Zudem ermöglicht ein angepasstes Design der Attachment-Fassungen eine geringere Verlustrate beim Entfernen der Transferschiene. Die Vorteile einer präziseren Übertragung als

beim direkten Kleben (58) wie auch eine Material und ressourcensparende Planung bleiben beim vollständig digitalen Vorgehen weiterhin erhalten.

4.3.1. Designkonzepte

In der Literatur wurden bisher zwei grundlegende Konzepte für 3-D-gedruckte Transferschienen beschrieben. Kim et al. (22), Son et al. (20) sowie Zhang et al. (24) bedienten sich einzelner Zahnübertragungskäppchen. Hierbei erhält jedes Attachment seine eigene separate Vorrichtung zur Übertragung und die Attachments werden einzeln geklebt. Zahlreiche weitere Studien (23, 26, 27, 43, 48, 49, 54, 59, 60) nutzten 3-D-gedruckte Transferschienen, die den ganzen Zahnbogen umspannen und taschenförmige Ausformungen zur Aufnahme und Übertragung der Brackets und Röhrrchen aufwiesen. Dieser Transferschienen-Aufbau wurde bei uns in der Variante 2 imitiert und mit einem neueren Designansatz (Variante 1) verglichen. Unsere Variante 1 besitzt die gleiche basale Grundstruktur, jedoch eine neuartige Form der Fassung für Brackets und Röhrrchen, die bereits in ähnlicher Form bei Czolgosz et al. (11) grafisch zu sehen war.

Designvariante 1 ragt bei den Brackets in den horizontalen Bracketschlitz und den vertikalen Bereich zwischen den Flügeln der Zwillingsbrackets und bietet einen stabilen okklusalen Sitz. Die Röhrrchen wurden durch eine gingivale Umfassung in der Schiene positioniert (*Abb. 2* und *Abb. 3*). Zugleich ragt die Schiene nicht über die mesiale, distale und gingivale Attachmentkante hinaus. So wurde an drei der vier Seiten der Attachmentbasis ein direkter visueller und instrumenteller Zugang möglich. Dies ermöglicht sowohl eine direkte visuelle Kontrolle des platzierten Brackets als auch den Vorteil, Adhäsivüberschüsse, die beim Andrücken entstehen, noch vor Aushärtung entfernen zu können. Somit kann zusätzlich Zeit beim Entfernen des ausgehärteten Adhäsivs eingespart werden, wie auch Kulkarni et al. (61) feststellten. Nachteilig ist der fragile Aufbau, der besondere Geschicklichkeit beim Einsetzen der Brackets und Röhrrchen erfordert, um die feinen Strukturen beim Einsetzen nicht durch eine zu starke Deformation abzubrechen.

Im Vergleich dazu liefert die Variante 2 eine Fassung der Attachments aus fast allen Richtungen (*Abb. 2* und *Abb. 4*). Diese vollständigere Umfassung und die daraus resultierende steifere Struktur der Schienenvariante 2 suggeriert eine präzisere Übertragung von Brackets und Röhrrchen. In der okklusogingivalen Richtung erwies sich Variante 2 jedoch als ungenauer, jene Seite, die aus gingivaler Richtung nicht umfasst wird. Neben

der nach gingival offenen Gestaltung könnten zusätzlich Druckungenauigkeiten in den nach innen gestülpten Ausparungen für die Bracketflügel zusätzlich zu vertikalen Fehlplatzierungen in gingivaler Richtung geführt haben. Auch fanden Bachour et al. (54), Niu et al. (27) sowie Chaudhary et al. (17) mit 3-D-gedruckten Transferschienen mit einer offenen gingivalen Gestaltung Schwächen in der okklusogingivalen Übertragungsgenauigkeit. Transferschienen mit einer offenen gingivalen Gestaltung ohne aktive Retention verzeichnen vermehrt vertikale Ungenauigkeiten.

4.3.2. Druckmaterialien und ihre Eigenschaften

Das verwendete Druckmaterial IMPRIMO® LC IBT zur Herstellung der Transferschienen hat, wie die meisten anderen dafür vorhergesehenen Druckmaterialien, elastische Eigenschaften (Shore-A-Härte 80). Dies ermöglicht sowohl ein eindeutiges Platzieren auf den Zahnbogen als auch das Entfernen durch seitliches Abziehen der Fassungen und Abheben der Transferschiene (60). Die Elastizität weicher Polymere kann mittels der ISO-gemessenen Shore-A-Messung bestimmt werden, wobei ein geringerer Wert mit einer höheren Elastizität korreliert.

Für das verwendete IMPRIMO® LC IBT liegt der Shore-A-Wert bei 80. Im Vergleich dazu zeigt ein gängiges A-Silikon in Putty-Form aus der Zahnmedizin (HS-A Silikon Putty Soft, VPS Hydro, Henry Schein®, Langen, Deutschland) eine Shore-A-Härte von etwa 60, während ein fließfähigeres A-Silikon mit Regular-Body-Konsistenz (HS-A Silikon Regular Body, VPS Hydro, Henry Schein®, Langen, Deutschland) einen Shore-A-Wert von ungefähr 45 aufweist. Beide Varianten sind somit deutlich flexibler.

Die Elastizität der 3-D-Druckmaterialien, gemessen durch die Shore-A-Härte und in Übereinstimmung mit den Untersuchungen von Jungbauer et al. sowie Schwärzler et al. (26, 33), korreliert mit dem Erfolg des indirekten Klebens. Ein komplexer Zahnengstand und eine erhöhte Shore-A-Härte der Transferschiene beeinflussen die Präzision der Übertragung in signifikantem Maße negativ.

Da es mit der DLP- oder SLA-Drucktechnologie noch nicht möglich ist, Druckmaterialien mit unterschiedlichen elastischen Eigenschaften beim Druck zu kombinieren, wie es in bestimmten Bereichen der Schiene gewünscht wäre, wurde in der vorliegenden Studie versucht, die Flexibilität über die Materialstärke zu variieren. Durch eine dicke Materialstärke an der okklusalen Schienenbasis wurde eine hohe Steifigkeit angestrebt, die die

vertikale Position der Attachments sichern sollte. Eine hohe Elastizität der Fassung der Attachments sollte durch das Reduzieren der Materialschichtstärke erzeugt werden. Hier galt es einen Kompromiss zu finden, um die Position der Attachments in alle anderen Richtungen zu sichern und gleichzeitig ein einfaches Entfernen zu ermöglichen, ohne das Risiko für einen Verlust der Brackets zu erhöhen. Das Prinzip einer rigiden okklusalen Schienenbasis mit flexiblen Ausläufern zur Fassung der Attachments wurde bereits erfolgreich von Nedwed et al. (51) bei konventionell gefertigten Transferschienen aus Polyvinylsiloxan angewendet.

Beide hier untersuchten Designvarianten hatten eine rigide und wenig flexible okklusale Schienenbasis. Auch die Fassungen der Attachments wiesen die gleiche Materialstärke in orovestibulärer Richtung auf. Die mesiodistale Ausdehnung war bei Variante 1 jedoch deutlich geringer als bei Variante 2. Die dadurch entstandene höhere Flexibilität bei Variante 1 spiegelte sich positiv in der geringeren Verlustrate der Brackets beim Entfernen der Transferschienen wider. Gleiches stellten Schwärzler et al. (33) fest. Diese Flexibilität wurde allerdings um den Preis einer weniger starren Fassung erkaufte. Dies zeigt sich nachteilig in dem absoluten Mittelwert der Rotation für Variante 1. Die Unterschiede zwischen beiden Designs hatten insgesamt, über alle Dimensionen betrachtet, keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit beim Übertragen von Brackets und Röhren, wie das gemischte Modell ergab.

Die starrere Fassung der Variante 2 führte zu einer höheren Verlustrate beim Entfernen der Schiene. Auch Schwärzler et al. (33) stellte fest, dass signifikant mehr Attachments mit einer starren Transferschiene verloren gingen als mit einer weichen. Die Verlustrate der Variante 1 ist mit 8,9 % geringer als die 11,7 % Verlustrate der Variante 2 und lag unterhalb der Verlustrate der 3-D-gedruckten Transferschienen von Niu et al. (27) (11,3 %) als auch über denen von Czolgosz et al. (11) (5,1 %) sowie Bozelli et al. (18) (5,9 %). Polyvinylsiloxan gefertigte Transferschienen wie die von Möhlhenrich et al. (5) verloren 1,3 % der Attachments. Weitere Studien sind notwendig, um die hohen Verlustrate von Attachments durch das indirekte Kleben mit 3-D-gedruckten Transferschienen zu beurteilen. Es ist anzumerken, dass das Kleben auf Gipsmodellen in vitro nicht mit den Adhäsionskräften auf Zahnschmelz in vivo zu vergleichen ist. Derzeit existieren unterschiedliche Angaben bezüglich der Verlustrate beim indirekten Kleben im Vergleich zum direkten Kleben (11, 18, 43, 62). Ein Unterschied in der Haftkraft der Attachments zwischen dem direkten und dem indirekten Kleben wurde nicht bestätigt (63).

4.3.3. Limitationen der Studie

Unser gewähltes Design wies einen Nachteil auf, der aus den begrenzten Anpassungsmöglichkeiten in der Simulations- und Planungssoftware OnxyCeph³™ resultierte. Diese Software erlaubt es nicht, Einstellungen gezielt nur auf bestimmte Bereiche anzuwenden, um den unterschiedlichen geometrischen Formen der Brackets und Röhrrchen sowie den variierenden Retentionsanforderungen gerecht zu werden. Auch in anderen Studien wurde die Fassung der Attachments durch die Transferschiene nie den Bedürfnissen von Brackets und Röhrrchen individuell angepasst (23, 26, 27, 48, 49, 54, 59).

Um eine geeignete Befestigung für alle Brackets und Röhrrchen gleichzeitig zu gewährleisten, wurde unser Design als Kompromiss konzipiert. Es entspricht vermutlich nicht dem individuellen Optimum für jede einzelne Attachmentform. Diese Einschränkung resultierte in einer geringen Retention für die Röhrrchen in der Schienenvariante 1, was in einigen Fällen zum Verlust des Röhrrchens während der Anwendung führte. Mit dem Design der Variante 2 zeigte sich dieses Problem nicht. Hier wurden Röhrrchen aus allen Richtungen umfasst und durch Klemmpassung in der Schiene sicher gehalten.

Eine annähernd vollständige Umschließung der Röhrrchen hatte jedoch negative Auswirkungen auf andere Aspekte der Übertragung. Dies betraf beispielsweise die Zugänglichkeit und die Ablöserate der Attachments beim Entfernen der Transferschienen sowie die reduzierte vertikale Übertragungsgenauigkeit.

Zusätzlich stellt der frontale Engstand beim indirekten Kleben, wie von Jungbauer et al. (26) festgestellt, eine Herausforderung dar. Hier kommt es bei zu ausgedehnten Umfassungen der Frontzahnbrackets dazu, dass zwei benachbarte Fassungen aufgrund ihrer Dimensionen fusionieren und eine starre Einheit bilden. Dies wiederum beschränkt die Zugänglichkeit zu den Brackets und erhöht die Ablöserate.

Die Möglichkeit, Einstellungen in der Simulations- und Planungssoftware individuell auf verschiedene Zähne anzuwenden, würde die maßgeschneiderte Gestaltung einzelner Fassungen ermöglichen. Dadurch könnten die spezifischen Gegebenheiten und retentiven Anforderungen der Brackets und Röhrrchen berücksichtigt werden. Dies hätte potenziell präzisere Übertragungsergebnisse und eine verbesserte klinische Handhabung zur Folge. Gleichzeitig müsste jedoch bedacht werden, dass diese Individualisierung der Fassungen einen zusätzlichen Schritt in der Herstellung der Transferschienen darstellen würde. Dies könnte für die meisten Anwender aus zeitlichen Gründen unpraktikabel sein und zu einer erhöhten Arbeitsbelastung führen.

4.3.4. Druckeinstellungen und ihre Effekte auf die Übertragungsgenauigkeit

Der Stufeneffekt ist ein essenzieller Aspekt, wenn es um das Thema Genauigkeit beim 3-D-Druck geht. Der automatisch durchgeführte Schnittalgorithmus bestimmt dabei maßgeblich den Stufeneffekt und ist ein nicht kontrollierbarer Faktor. Dieser zerlegt CAD-Modelle in sehr viele übereinanderliegende Schichten in der jeweils eingestellten Schichtstärke. Wird ein rundes Objekt gedruckt, kommt es an den Rändern einer jeder Schicht zu einer Entscheidungssituation. Die kleinste druckbare Einheit nennt sich Voxel und ist rechteckig. Das Programm entscheidet nun automatisch, ob es ein Voxel druckt, und über die gewünschte Grenze hinausdruckt, oder ob es ein Voxel nicht druckt und sich zu wenig Material an der Kurve befindet. Besonders in den abgerundeten nach innen gerichteten Auskerbungen der Schienenfassung könnte dieser Effekt einen Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit gehabt haben, indem das entstandene Lumen zu klein für die Bracketflügel wurde. Allgemein konnten wir keine Druckungenauigkeiten feststellen. Jede einzelne Transferschiene konnte mit Brackets und Röhrchen bestückt und zum indirekten Kleben verwendet werden.

Die kleinen und detailreichen geometrischen Formen der Brackets und Röhrchen führen dazu, dass jede Transferschiene kleine und detailreiche Strukturen besonders im Bereich der Fassungen aufweist. Ein 3-D-Druck sollte deswegen mit der höchstmöglichen Druckauflösung durchgeführt werden, um die geplanten Details möglichst unverändert wiederzugeben. Beide hier untersuchten Designvarianten wurden mit identischen Druckeinstellungen in höchstmöglicher Druckauflösung und nach Instruktion durch den Hersteller angefertigt. Die Druckauflösung lag in der Horizontalen X-Y-Ebene bei 0,062 mm, mit einer Schichtstärke in der Vertikalen (Z-Achse) von 0,05 mm. Eine Reduzierung der Schichtstärke würde die Druckdauer stark erhöhen (Schichtstärke 0,025 mm entspricht ca. 6-8 h Bauzeit). Neben einer an die jeweilige Verwendung angepassten Druckauflösung listen Arnold et al. (64) weitere Faktoren auf, die die Oberflächenqualität eines mit einem Form 2 SLA-Drucker (FormLabs, Somerville, MA, USA) gefertigten Elements beeinflussen: Eine Reduzierung des Stufeneffektes, die Platzierung der Bauelemente im vorderen Bereich der Bauplattform und das Vermeiden von zu druckenden Überhängen haben positive Effekte auf die Druckgenauigkeit. Durch die in der vorliegenden Studie gewählten 3-D-Druck-Einstellungen hatte das Voxel, mit einem nahezu gleichgroßen Seitenverhältnis,

eine annähernd würfelförmige Gestalt. Unabhängig von der Ausrichtung der Transferschiene auf der Bauplattform wäre der Stufeneffekt nahezu gleichmäßig ausgeprägt. Weitere Studien sind erforderlich, um den Einfluss der Ausrichtung von Transferschienen auf der Bauplattform in Bezug auf den Stufeneffekt und die Druckgenauigkeit zu überprüfen.

Die Verbesserung der Oberflächenqualität von 3-D-gedruckten Elementen wird durch das Entfernen von Überhängen begünstigt (64). Bei der Herstellung unserer Schienen positionierten wir diese horizontal auf der Bauplattform, wobei die flache okklusale Seite der Schiene zur Plattform ausgerichtet war. Dies führte zu einer Minimierung der überhängenden Bereiche innerhalb der Bracketfassung, obwohl eine vollständige Vermeidung nicht erzielt werden konnte. Der von uns verwendete DLP-Drucker ist, wie vom Hersteller bestätigt, in der Lage, kleine Überhänge ohne zusätzliche Stützstrukturen zu drucken. Infolgedessen konnten sämtliche Transferschienen ohne jegliche Stützstrukturen erfolgreich hergestellt werden.

Die Forderung von Arnold et al. (64) Bauelemente im vorderen Bereich der Bauplattform zu platzieren, konnte aufgrund des Platzmangels auf der Bauplattform des Asiga MAX™ 3-D-Druckers nicht umgesetzt werden. Widersprüchlich dazu empfahlen Unkovsky et al. (65) eine Platzierung in der Mitte der Bauplattform. Beide Studien verwendeten denselben Stereolithografie Drucker (Form 2, Formlabs Somerville, MH, USA). Obwohl SLA-Drucker einen ähnlichen Aufbau und eine ähnliche Materialverarbeitung wie DLP-Drucker aufweisen, ist ein direkter Vergleich fraglich. Es bedarf weiterer In-vitro-Studien, um den Einfluss der Position zahnmedizinischer Bauteile auf den Bauplattformen von DLP- und SLA-Druckern umfassend zu untersuchen.

4.5. Implikationen für die Praxis

Zur Herstellung der Transferschienen verwendeten wir einen für den dentalen Anwendungsgebiet gängigen DLP-Drucker in Verbindung mit einem Druckmaterial, basierend auf Epoxidharz, speziell für Transferschienen entwickelt. Hazeveld et al. (66) untersuchten die Genauigkeit von unterschiedlichen 3-D-Druck-Verfahren für 3-D-Modelle. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass 3-D-Drucker mit der DLP- oder Polyjet-Technologie präzisere Ergebnisse liefern als ein SLA-Drucker. Das Drucken von Transferschienen mit Polyjet (48) und DLP (23, 27, 49, 54) wurde bereits untersucht und die Übertragungsgenauigkeit wurde trotz unterschiedlicher Schienendesigns als klinisch akzeptabel eingestuft.

Die Polyjet-Technologie ist dabei noch etwas präziser (67) und prinzipiell als einzige der 3-D-Druckertechnologie in der Lage, mehrere Druckmaterialien in einem Druckobjekt zu kombinieren. Dies würde erlauben, die unterschiedlichen lokalen Ansprüche innerhalb der Transferschienen in Bezug auf ihre Elastizität zu ermöglichen, und somit weitere Vorteile bei der virtuellen Gestaltung von Transferschienen bieten. Trotz vielversprechender Anwendungsmöglichkeit ist die Anschaffung von Polyjet-Druckern heutzutage noch sehr teuer, weshalb sie noch keinen Einzug in kieferorthopädische Praxen gefunden haben. Die Option einer produktionsbasierten externen Dienstleistung von industriell gefertigten IDB-Schienen mit Hilfe eines Polyjet-Druckers könnte in Zukunft ein Konzept darstellen, das allerdings mit einer Auslagerung der Wertschöpfung aus der Praxis verbunden ist. Das Verwenden von Transferschienen, die mit Hilfe eines Polyjet-Technologie-basierten Druckers hergestellt wurden, würde Ansätze bieten, die Übertragungsgenauigkeit weiter zu verbessern.

Auch in Bezug auf die Übertragungsgenauigkeit wäre eine Weiterentwicklung der Software mit separater und individueller Konfiguration der einzelnen Fassungen und Schienenbereiche von Vorteil. Das grundlegende Ziel dabei ist es, die virtuelle, durch den Kieferorthopäden getätigte Planung, am Computer möglichst identisch auf die Zahnoberfläche des Patienten zu übertragen. Eine akkurate Platzierung der Brackets und Röhrrchen ermöglicht ein erfolgreiches kieferorthopädisches Ergebnis. Gleichzeitig könnte sich durch die Individualisierung der ohnehin bereits komplexen Strukturen der Transferschienen der gesamte Herstellungsprozess verkomplizieren, mehr Zeit erfordern und etliche Nutzer überfordern.

Es stellt sich die Frage, inwiefern dieser Mehraufwand in Bezug auf die Individualisierung, Kosten, allgemeine Bearbeitungszeit in Relation zu dem klinischen Ergebnis des Patienten steht. Mit den in der vorliegenden Studie verwendeten Schienendesigns können bereits sehr gute klinische Übertragungen erzielt werden.

5. Schlussfolgerungen

Beide in der vorliegenden Studie untersuchten Designvarianten 3-D-gedruckter Transfer-schienen stellen eine geeignete Methode zum indirekten Kleben von Brackets und Röhren mit klinisch guter Übertragungsgenauigkeit dar. Die Variante 1 platziert mit ihrem filigranen Aufbau die Attachments mit einer vergleichbaren Genauigkeit wie die Variante 2, bietet jedoch zusätzlich Vorteile in der Handhabung und klinischen Anwendung. Eine Anpassung der Fassungen an die jeweiligen Brackets und Röhren, um für jede Form von Attachments eine ausreichende Retention zu erlangen, ist für Nutzerinnen und Nutzer mit gutem technischem Verständnis und großer Computeraffinität zu empfehlen.

Literaturverzeichnis

1. 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):1295.
2. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1972;62(3):236-44.
3. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;147(4, Supplement):S56-S63.
4. Nojima LI, Araújo AS, Alves JM. Indirect orthodontic bonding—A modified technique for improved efficiency and precision. *Dent Press J Orthod.* 2015;20(3):109-17.
5. Möhlhenrich SC, Alexandridis C, Peters F, Kniha K, Modabber A, Danesh G, et al. Three-dimensional evaluation of bracket placement accuracy and excess bonding adhesive depending on indirect bonding technique and bracket geometry: An in-vitro study. *Head & Face Medicine.* 2020;16(17):1-10.
6. Castilla AE, Crowe JJ, Moses JR, Wang M, Ferracane JL, Covell DAJ. Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod.* 2014;84(4):607-14.
7. Grünheid T, Lee MS, Larson BE. Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod.* 2016;86(3):468-74.
8. Schmid J, Brenner D, Reicheis W, Hofer-Picout P, Brenner M, Crismai AG. Transfer accuracy of two indirect bonding techniques - an in vitro study with 3D scanned models. *Eur J Orthod.* 2018;40(5):549-55.
9. Koga M, Watanabe K, Koga T. Quick indirect bonding system (Quick IDBS): An indirect bonding technique using a double-silicone bracket transfer tray. *Sem Orthod.* 2007;13:11-8.
10. Panayi NC, Tsolakis AI, Athanasiou AE. Digital assessment of direct and virtual indirect bonding of orthodontic brackets: A clinical prospective cross-sectional comparative investigation. *Int Orthod.* 2020;18(4):714-21.
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):144-51.
12. Kalange JT, Thomas RG. Indirect bonding: A comprehensive review of the literature. *Semin in Orthod.* 2007;13(1):3-10.
13. Guenther TA, Larson BE. Indirect bonding: A technique for precision and efficiency. *Semin in Orthod.* 2007;13(1):58-63.
14. 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):734-41.
15. Koo BC, Chung CH, Vanarsdall RL. Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(3):346-51.
16. Aguirre MJ, King GJ, Waldron JM. Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1982;82(4):269-76.

17. Chaudhary V, Batra P, Sharma K, Raghavan S, Gandhi V, Srivastava A. A comparative assessment of transfer accuracy of two indirect bonding techniques in patients undergoing fixed mechanotherapy: A randomised clinical trial. *J Orthod.* 2021;48(1):13-23.
18. Bozelli JV, Bigliuzzi R, Barbosa HA, Ortolani CL, Bertoz FA, K. FJ. Comparative study on direct and indirect bracket bonding techniques regarding time length and bracket detachment. *Dent Press J Orthod.* 2013;18(6):51-7.
19. Sheridan JJ. The Readers' Corner. 1. Do you use indirect bonding? *J Clin Orthod.* 2004;38(10):543-4.
20. Son KH, Park JW, Lee DK, Kim KD, Baek SH. New virtual orthodontic treatment system for indirect bonding using the stereolithographic technique. *Korean J Orthod.* 2011;41(2):138-46.
21. Israel M, Kusnoto B, Evans CA, Begole E. A comparison of traditional and computer-aided bracket placement methods. *Angle Orthod.* 2011;81(5):828-35.
22. 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.
23. Xue C, Xu H, Guo Y, Xu L, Dhami Y, Wang H, et al. Accurate bracket placement using a computer-aided design and computer-aided manufacturing-guided bonding device: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;157(2):269-77.
24. 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):127.
25. Ciuffolo F, Epifania E, Duranti G, De Luca V, Raviglia D, Rezza S, et al. Rapid prototyping: A new method of preparing trays for indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(1):75-7.
26. Jungbauer R, Breunig J, Schmid A, Hübner M, Kerberger R, Rauch N, et al. Transfer accuracy of two 3D printed trays for indirect bracket bonding—An in vitro pilot study. *Applied Sciences.* 2021;11(13):6013.
27. 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(1):67-73.
28. Shin SH, Lee KJ, Kim SJ, Yu HS, Kim KM, Hwang CJ, et al. Accuracy of bracket position using thermoplastic and 3D-printed indirect bonding trays. *Int J Comput Dent.* 2021;24(2):133-45.
29. Süpple J, von Glasenapp J, Hofmann E, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ. Accurate bracket placement with an indirect bonding method using digitally designed transfer models printed in different orientations—An in vitro study. *J Clin Med.* 2021;10(9):2002.
30. Hofmann EC, Süpple J, von Glasenapp J, Jost-Brinkmann P-G, Koch PJ. Indirect bonding: An in-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray. *Angle Orthod.* 2022;92(6):728-37.
31. Yoo SH, Choi SH, Kim KM, Lee KJ, Kim YJ, Yu JH, et al. Accuracy of 3-dimensional printed bracket transfer tray using an in-office indirect bonding system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2022;162(1):93-102.e1.
32. Fiorillo G, Campobasso A, Caldara G, Battista G, Lo Muzio E, Mandelli G, et al. Accuracy of 3-dimensional-printed customized transfer tray using a flash-free adhesive system in digital indirect bonding: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2023;(im Druck).
33. Schwärzler A, Lettner S, Nemeč M, Schedle A, Jonke E. CAD/CAM indirect bonding trays using hard versus soft resin material: A single-blinded in vitro study. *Dental Materials.* 2023;39:831-8.

34. Park JH, Choi JY, Kim SH, Kim SJ, Lee KJ, Nelson G. Three-dimensional evaluation of the transfer accuracy of a bracket jig fabricated using computer-aided design and manufacturing to the anterior dentition: An in vitro study. *Korean J Orthod.* 2021;51(6):375-86.
35. Borbola D, Berkei G, Simon B, Romaszky L, Sersli G, DeFee M, et al. In vitro comparison of five desktop scanners and an industrial scanner in the evaluation of an intraoral scanner accuracy. *J Dent.* 2023;129:104391.
36. Heo H, Kim M. The effects of orthodontic brackets on the time and accuracy of digital impression taking. *Int J Environmental Research and Public Health.* 2021;18(10):5282.
37. 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.
38. Keul C, Güth J-F. Accuracy of full-arch digital impressions: An in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig.* 2020;24(2):735-45.
39. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, et al. Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *Eur J Orthod.* 2020;64(2):109-13.
40. Kim Y-K, Kim S-H, Choi T-H, Yen EH, Zou B, Shin YS, et al. Accuracy of intraoral scan images in full arch with orthodontic brackets: A retrospective in vivo study. *Clin Oral Investig.* 2021;25(8):4861-9.
41. Vafae F, Firouz F, Mohajeri M, Hashemi R, Ghorbani Gholiabad S. In vitro comparison of the accuracy (precision and trueness) of seven dental scanners. *J Dent (Shiraz).* 2021;22(1):8-13.
42. Aragón MLC, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: A systematic review. *Eur J Orthod.* 2016;38(4):429-34.
43. Gündoğ H, Arman Özçırpıcı A, Pamukçu H. Transfer accuracy of three indirect bonding trays: An in vitro study with 3D scanned models. *Turk J Orthod.* 2023;36(1):1-9.
44. Plattner J, Othman A, Arnold J, von See C. Comparative study between the overall production time of digitally versus conventionally produced indirect orthodontic bonding trays. *Turk J Orthod.* 2020;33(4):232-8.
45. Rouzé l'Alzit F, Cade R, Naveau A, Babilotte J, Meglioli M, Catros S. Accuracy of commercial 3D printers for the fabrication of surgical guides in dental implantology. *J Dent.* 2022;117:103909.
46. Rungrojwittayakul O, Kan JY, Shiozaki K, Swamidass RS, Goodacre BJ, Goodacre CJ, et al. Accuracy of 3D printed models created by two technologies of printers with different designs of model base. *J Prosthodont.* 2020;29(2):124-8.
47. Christensen LR. Digital workflows in contemporary orthodontics. *APOS Orthod.* 2017;7(1):12-8.
48. Duarte MEA, Gribel BF, Spitz A, Artese F, Miguel JAM. Reproducibility of digital indirect bonding technique using three-dimensional (3D) models and 3D-printed transfer trays. *Angle Orthod.* 2020;90(1):92-9.
49. Pottier T, Brient A, Turpin YL, Chauvel B, Meuric V, Sorel O, et al. Accuracy evaluation of bracket repositioning by indirect bonding: hard acrylic CAD/CAM versus soft one-layer silicone trays, an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2020;24(11):3889-97.
50. Palone M, Koch P, Jost-Brinkmann P-G, Spedicato G, Verducci A, Pieralli P, et al. Accuracy of indirect bracket placement with medium-soft, transparent, broad-coverage transfer trays fabricated using computer-aided design and manufacturing: An in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2022;163(1):33-46.

51. Nedwed V, Böhme A, Kossack K-H. Eine praxistaugliche Methode zur indirekten Bracketplatzierung. *Kieferorthop.* 2003;17:91-8.
52. Koch P, Albrecht M, Lin W, Jost-Brinkmann P-G. Accuracy of indirect bonding trays – A measurement algorithm. *Int J Comput Dent.* 2022;25(3):295-302.
53. Casco JS, Vaden JL, Kokich VG, Damone J, James RD, Cangialosi TJ, et al. Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. American Board of Orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(5):589-99.
54. Bachour PC, Klabunde R, Grünheid T. Transfer accuracy of 3D-printed trays for indirect bonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2022;92(3):372-9.
55. 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):932.
56. 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):329-35.
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.
58. Oliveira NS, Gribel BF, Neves LS, Lages EMB, Macari S, Pretti H. Comparison of the accuracy of virtual and direct bonding of orthodontic accessories. *Dental Press J Orthod.* 2019;24(4):46-53.
59. 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;92(3):364-71.
60. Paradowska-Stolarz A, Wezgowiec J, Mikulewicz M. Comparison of two chosen 3D printing resins designed for orthodontic use: An in vitro study. *Materials (Basel).* 2023;16(6):2237.
61. Kulkarni NB, Goyal SM, Shah VD. 3D Printing Pen: a novel adjunct for indirect bonding. *J Contemp Dent Pract.* 2021;22(8):964-8.
62. 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):70.
63. Linn BJ, Berzins DW, Dhuru VB, Bradley TG. A comparison of bond strength between direct- and indirect-bonding methods. *Angle Orthod.* 2006;76(2):289-94.
64. Arnold C, Monsees D, Hey J, Schweyen R. Surface quality of 3D-printed models as a function of various printing parameters. *Materials.* 2019;12(1):1970.
65. 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. *Dental Materials.* 2018;34(12):e324-e33.
66. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(1):108-15.
67. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(1):144-53.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Julius Till Severin von Glasenapp, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Positionierungsgenauigkeit 3-D-gedruckter Übertragungsschienen zweier unterschiedlicher Designs“ - „Positioning accuracy of 3D printed indirect bonding trays of two different designs“ 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 den erfolgten Publikationen

Julius Till Severin von Glasenapp hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1:

Julius von Glasenapp, Eva Hofmann, Julia Süpple, Paul-Georg Jost-Brinkmann, Petra Julia Koch. Comparison of two 3D-printed indirect bonding (IDB) tray design versions and their influence on the transfer accuracy. J. Clin. Med. 2022, 11(5), 1295

Beitrag im Einzelnen:

- Mitwirkung bei der Materialaquisie
- Herstellung Gipsmodelle
- Einarbeitung in die Handhabung des 3-D-Druckers und seiner Anwendung
- Erstellen und Erproben von zwei funktionsfähigen Transferschienen-Designs
- virtuelle Generierung aller Transferschienen
- 3-D-Druck aller Schienen inkl. Nachbearbeitung
- Durchführung des indirekten Klebens
- Digitalisierung der indirekt beklebten Gipsmodelle
- Einarbeitung der STL-Dateien in das Softwaresystem Geomagic Control X
- virtuelle Separierung der Zahnoberflächen aus dem Kiefermodell
- Anwendung des automatischen Skriptes zur Überlagerung der Zahnoberflächen
- Datenerhebung und Sortierung
- Durchführung der statistischen Analyse mit SPSS
- Verfassung der Publikation (Abstract, Introduction, Materials and Methods, results, Discussion, Conclusion)
- Gestaltung aller verwendeten Abbildungen und Tabellen

Publikation 2:

Julia Süpple, Julius von Glasenapp, Eva Hofmann, Paul-Georg Jost-Brinkmann, Petra Julia Koch. Accurate bracket placement with an indirect bonding method using digitally designed transfer models printed in different orientations – an in vitro study. J. Clin. Med. 2021, 10(9), 2002

Beitrag im Einzelnen:

- gemeinsame Aneignung zur Bedienung des Druckers mit einem anwesenden Vertreter der Druckerfirma
- gemeinsame Aneignung der statistischen Analyse des gemischten Modells
- gemeinsame fotografische Darstellung für eine spätere grafische Darstellung
- Korrekturlesung der Publikation

Publikation 3:

Eva C. Hofmann, Julia Süpple, Julius von Glasenapp, Paul-Georg Jost-Brinkmann, Petra Julia Koch. Indirect bonding: an in-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray. Angle Orthod. 2022, 92(6), 728-737

Beitrag im Einzelnen:

- gemeinsame Aneignung der statistischen Analyse des gemischten Modells

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

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

Originalpublikationen

Journal of
Clinical Medicine

Article

Comparison of Two 3D-Printed Indirect Bonding (IDB) Tray Design Versions and Their Influence on the Transfer Accuracy

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

Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Charité Center for Oral Health Sciences CC3, Charité—Universitätsmedizin Berlin, Aßmannshauser Straße 4-6, 14197 Berlin, Germany; julius.von-glasenapp@charite.de (J.v.G.); eva.hofmann@charite.de (E.H.); julia.suepple@charite.de (J.S.); paul-g.jost-brinkmann@charite.de (P.-G.J.-B.)
* Correspondence: petra-julia.koch@charite.de

Abstract: Objective: This study aims to investigate the transfer accuracy of two different design versions for 3D-printed indirect bonding (IDB) trays. Materials and Methods: Digital plaster models of 27 patients virtually received vestibular attachments on every tooth using OnyxCeph³™ (Image Instruments, Chemnitz, Germany). Based on these simulated bracket and tube positions, two versions of transfer trays were designed for each dental arch and patient, which differed in the mechanism of bracket retention: Variant one (V1) had arm-like structures protruding from the tray base and reaching into the horizontal and vertical bracket slots, and variant two (V2) had a pocket-shaped design enclosing the brackets from three sides. Both tray designs were 3D-printed with the same digital light processing (DLP) printer using a flexible resin-based material (IMPRIMO[®] LC IBT/Asiga MAX™, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany). Brackets and tubes (discovery[®] smart/pearl, Ortho-Cast M-Series, Dentaaurum, Ispringen, Germany) were inserted into the respective retention mechanism of the trays and IDB was performed on corresponding plaster models. An intraoral scan (TRIOS[®] 3W, 3Shape, Copenhagen, Denmark) was performed to capture the actual attachment positions and compared to the virtually planned positions with Geomagic[®] Control (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) using a scripted calculation tool, which superimposed the respective tooth surfaces. The resulting attachment deviations were determined in three linear (mesiodistal, vertical and orovestibular) and three angular (torque, rotation and tip) directions and analyzed with a descriptive statistical analysis. A comparison between the two IDB tray designs was conducted using a mixed model analysis (IBM, SPSS[®] Statistics 27, Armonk, NY, USA). Results: Both design versions of the 3D-printed IDB trays did not differ significantly in their transfer accuracy ($p > 0.05$). In total, 98% (V1) and 98.5% (V2) of the linear deviations were within the clinically acceptable range of ± 0.2 mm. For the angular deviations, 84.9% (V1) and 86.8% (V2) were within the range of $\pm 1^\circ$. With V1, most deviations occurred in the mesiodistal direction (3.3%) and in rotation (18%). With V2, most deviations occurred in the vertical direction (3.8%) and in palatal and lingual crown torque (16.3%). Conclusions: The transfer accuracies of the investigated design versions for 3D-printed IDB trays show good and comparable results albeit their different retention mechanisms for the attachments and are, therefore, both suitable for clinical practice.

Keywords: indirect bonding; transfer accuracy; transfer tray; tray design; CAD/CAM; 3D printing



Citation: von Glasenapp, J.; Hofmann, E.; Süpple, J.; Jost-Brinkmann, P.-G.; Koch, P.J. Comparison of Two 3D-Printed Indirect Bonding (IDB) Tray Design Versions and Their Influence on the Transfer Accuracy. *J. Clin. Med.* **2022**, *11*, 1295. <https://doi.org/10.3390/jcm11051295>

Academic Editors: Falk Schwendicke and Gianrico Spagnuolo

Received: 31 January 2022

Accepted: 23 February 2022

Published: 26 February 2022

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



Copyright: © 2022 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/>).

1. Introduction

Indirect bonding (IDB) describes a procedure in orthodontics in which attachments are bonded to patients' teeth with the help of a transfer device. It was initially described in 1972 by Silverman et al. [1] as a proposed solution to the high bracket failure rate due to a long setting time of the then-utilized cement. The approach of using an IDB tray to transfer the positions of brackets from a plaster model to patients' teeth was innovative at that time. Since then, a variety of designs and materials has been tested for this purpose, of which

IDB trays composed of polyvinylsiloxane (PVS) proved to provide a clinically sufficient transfer accuracy and are, nowadays, considered as the benchmark [2–4].

In general, the IDB method has multiple advantages compared to the conventional approach of direct bonding. Some authors claim it is more accurate [5], offers shorter clinical chair time [6], provides greater comfort for the patient and allows for easier and more precise adjustments when placing the brackets and tubes in an overcorrected position [7,8]. However, studies also conclude that the overall time spent on this indirect approach is longer [9], causes more bracket failures [6,9] and is more expensive [6] than the direct one when adding the extra laboratory expenses and technician salaries. These disadvantages might explain why IDB has not yet been fully integrated into orthodontic practice [10].

In recent years, however, technological and digital progress in the field has promised to facilitate the IDB procedure by saving resources due to virtual bracket and tube positioning and, hence, the direct [11–19] or indirect [20] manufacturing of the IDB tray. Hereby, an intraoral scan of the patient's dental situation is needed as a basis for further processing in an orthodontic treatment planning and simulation software, specifically when virtually placing the attachments on the patient's teeth and designing an IDB tray based upon this digital set-up.

Given the standard of 3D printers commonly used in an orthodontic practice and the respective IDB resins with their specific material properties, the design of these IDB trays is crucial to successfully transferring brackets and tubes onto the patient's teeth with a clinically acceptable accuracy. For this, the IDB tray needs to have sufficient occlusal support to ensure a correct vertical position on the tooth surface and a vestibular extension to hold the brackets and tubes with an elaborate retention mechanism in place and, at the same time, allowing an easy removal without the risk of debonding brackets. Nowadays, an individualized tray design that meets all these requirements can be 3D-printed [6,11,13,15,17,18,21–26].

We, therefore, aim to investigate the clinical suitability and transfer accuracy of two design versions for 3D-printed IDB trays differing in their bracket and tube retention mechanism.

2. Materials and Methods

At first, impressions were taken from 27 patients with a full permanent dentition and with different malocclusions to generate duplicated molds of both dental arches. From each mold, two identical plaster models were fabricated (OCTA-STONE[®], Heraeus Kulzer, Hanau, Germany), scanned with an intraoral scanner (TRIOS 3W[®], 3Shape, Copenhagen, Denmark) and imported into the treatment and simulation software OnxyCeph^{3™} (Image Instruments, Chemnitz, Germany). The software-integrated FA_Bonding module provided virtual attachments from a bracket library and automatically positioned them on the facial-axis point of every tooth surface. If needed, manual adjustments were performed by the same operator in all directions with a maximum distance of 0.2 mm between the bracket base and the tooth surface to ensure an even contact area. In total 1070 brackets (discovery[®] smart/discovery[®] pearl brackets Ortho-Cast[™] M-Series 0.018 inch (Roth) Dentaureum, Ispringen, Germany) and 420 buccal tubes (Ortho-Cast M-Series tubes, 0.018 inch (Roth), Dentaureum, Ispringen, Germany) were bonded on every present tooth, including the second molars.

All models, including their virtually planned attachment positions, were exported and reference models were saved as standard tessellation language (STL-) files for later superimposition when used as reference models (Figure 1).

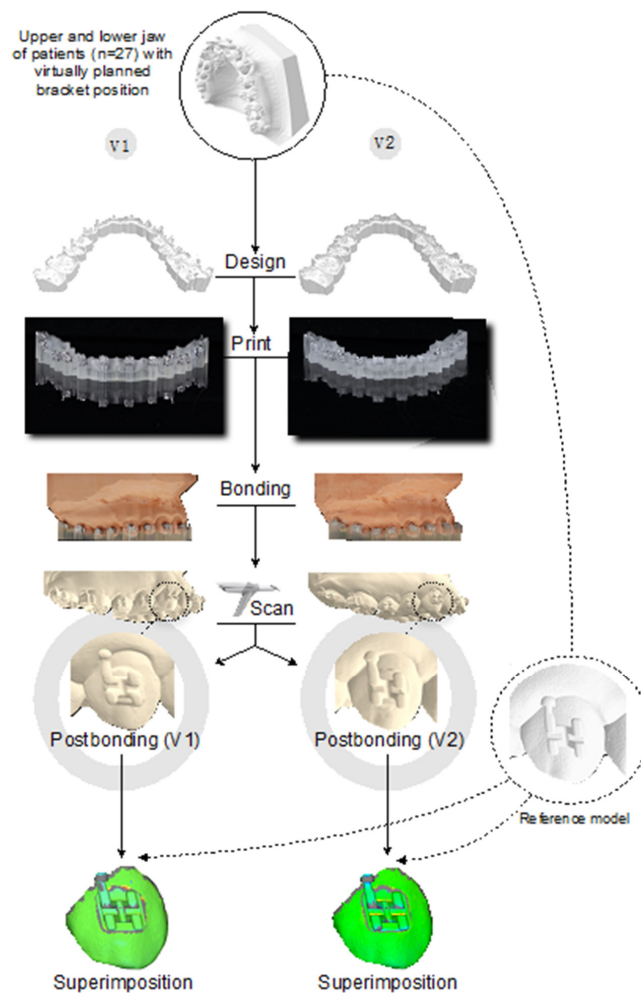


Figure 1. Flow chart.

2.1. Virtual Design

Based on these reference models, two IDB tray design versions were designed in the OnyxCeph³™ Bonding Trays 3D module for each dental arch and patient. Several setting parameters in the software offered to modify the shape of the IDB trays to be 3D-printed later and were selected for both design versions, version 1 (V1) and 2 (V2), with respect to the chosen resin and its elastic properties. Each design was finally pretested to ensure that the attachments remained in the holding device during the bonding procedure.

V1 and V2 trays mainly differed in their retention mechanism for the selected brackets and tubes and, hence, in the chosen module parameters of the extending tray sleeves, such as occlusogingival bracket overlap, mesiodistal width and orovestibular thickness, as shown in Figure 2.

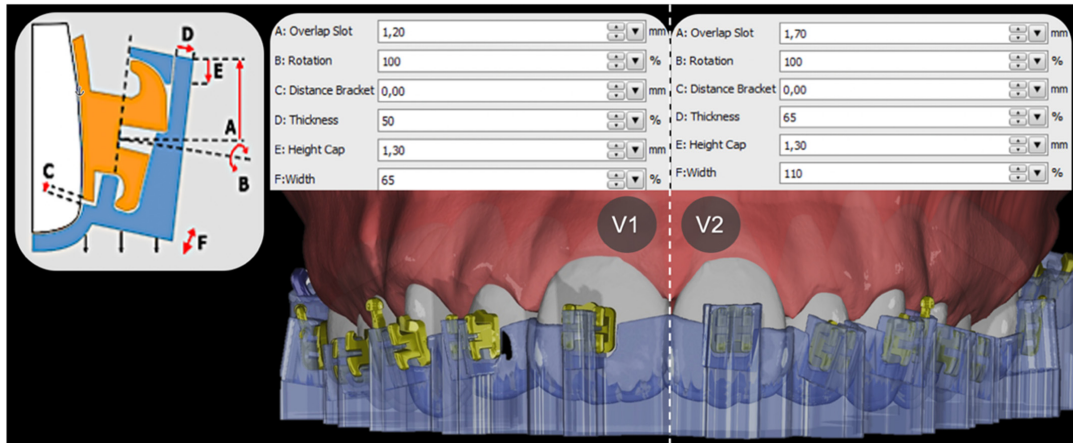


Figure 2. Comparison between version 1 (V1) and version 2 (V2) tray design and the selected setting parameters. Left: Graphic representation in OnyxCeph³™ of the design possibilities.

Practically, V1 corresponded to all brackets from the second premolar of one quadrant to the second premolar of the adjacent quadrant as arm-like sleeves protruding from the tray base and reaching into the horizontal and vertical bracket slots. Concerning the molars, the set parameters embraced the tubes from the occlusal, vestibular, mesial and gingival sides, leaving out the distal surface. A notch for the hooks prevented distal sliding. Further, V1 trays were segmented into tooth groups with small bridges connecting each section to ensure more flexibility within the tray (Figure 3).

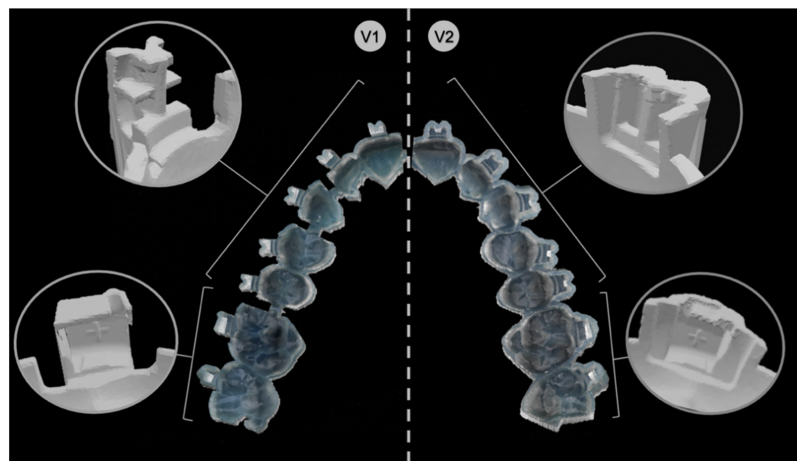


Figure 3. Direct comparison between the design of version 1 (V1) and version 2 (V2).

V2 had for all brackets from the second premolar of one quadrant to the second premolar of the adjacent quadrant a pocket-shaped design enclosing the brackets from the occlusal, vestibular, mesial and distal sides, leaving out the gingival surface. Thereby, the fit of the attachments was achieved by clamping. Concerning the molars, the set parameters enclosed the tubes from all sides.

In both IDB tray versions, the tray body covering the occlusal surface of all teeth provided vertical and horizontal support and offered overall stability.

Finally, the IDB trays were virtually generated for all patients in both versions, V1 and V2, and exported as STL-files for 3D printing.

2.2. Three-Dimensional Printing

STL-files were imported into the Asiga MAX™ printer software (Asiga Composer, version 1.1.7, Alexandria, Australia). All trays were virtually orientated with the external occlusal surface facing the build platform. To achieve the highest possible accuracy, the maximum resolution of 50 µm slice thickness in Z-axis and 62 µm in X- and Y-axis were selected.

The trays were 3D-printed with digital light processing (DLP) technology, an additive manufacturing process based on a light projector and liquid resin (Asiga MAX™, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany). The printer-compatible methacrylate-based material Imprimo® LC IBT (SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany), which is a flexible (Shore D hardness 40) and transparent light-curing resin material specifically developed for the purpose of 3D printing IDB trays, was used for manufacturing.

After 3D printing, the trays were postprocessed with a jet device using 99% isopropanol, according to manufacturer's instructions, followed by 10 min in a high-power ultrasonic cleaning bath (IMPRIMO® Clean/IMPRIMO® Cleaning Liquid, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany) to remove further resin residues. Finally, the IDB trays were placed into a light-polymerization unit with a nitrogen gas environment (IMPRIMO® Cure, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany).

2.3. Indirect Bonding

In total, 1070 brackets and 420 tubes (discovery® smart/pearl, Ortho-Cast M-Series, 0.018 inch (Roth) Dentaaurum, Ispringen, Germany) were bonded on every vestibular tooth surface, including the second molars. The IDB procedure was performed by the same operator on corresponding plaster models of the 27 in vitro patients fixed in a dental phantom head to simulate an authentic clinical setting. For this, the brackets and tubes were first gently inserted into the IDB trays and their retentive bases were cleaned with cotton pellets drenched in acetone. Then, a thin layer of Transbond™ XT (3M Deutschland GmbH, Neuss, Germany) was evenly applied onto each attachment base until it was fully covered using an application tip. Furthermore, the surface of the plaster models that received the attachments were cleaned with 99% isopropanol and the vestibular surfaces of the teeth were coated with a thin layer of Transbond™ XT Primer (3M Deutschland, Neuss, Germany) on the presumed bracket or tube position.

The IDB trays were then placed onto their corresponding plaster models (Figure 4) and slight finger pressure was applied on the occlusal and vestibular surface to ensure a correct fit. Excess composite leaking lateral from the attachments was removed with a dental probe. Eventually, each bonding unit was light cured for 3×4 s in high-power mode (VALO™ Cordless, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA; 1400 mW/cm²) with the light positioned from all accessible directions, including through the transparent IDB trays into the composite-filled gap between the attachment base and the plaster surface from the smallest possible distance.

In both IDB tray versions, the tray body covering the occlusal surface of all teeth provided vertical and horizontal support and offered overall stability.

Finally, the IDB trays were virtually generated for all patients in both versions, V1 and V2, and exported as STL-files for 3D printing.

2.2. Three-Dimensional Printing

STL-files were imported into the Asiga MAX™ printer software (Asiga Composer, version 1.1.7, Alexandria, Australia). All trays were virtually orientated with the external occlusal surface facing the build platform. To achieve the highest possible accuracy, the maximum resolution of 50 µm slice thickness in Z-axis and 62 µm in X- and Y-axis were selected.

The trays were 3D-printed with digital light processing (DLP) technology, an additive manufacturing process based on a light projector and liquid resin (Asiga MAX™, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany). The printer-compatible methacrylate-based material Imprimo® LC IBT (SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany), which is a flexible (Shore D hardness 40) and transparent light-curing resin material specifically developed for the purpose of 3D printing IDB trays, was used for manufacturing.

After 3D printing, the trays were postprocessed with a jet device using 99% isopropanol, according to manufacturer's instructions, followed by 10 min in a high-power ultrasonic cleaning bath (IMPRIMO® Clean/IMPRIMO® Cleaning Liquid, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany) to remove further resin residues. Finally, the IDB trays were placed into a light-polymerization unit with a nitrogen gas environment (IMPRIMO® Cure, SCHEU-DENTAL, Iserlohn, Germany).

2.3. Indirect Bonding

In total, 1070 brackets and 420 tubes (discovery® smart/pearl, Ortho-Cast M-Series, 0.018 inch (Roth) Dentaaurum, Ispringen, Germany) were bonded on every vestibular tooth surface, including the second molars. The IDB procedure was performed by the same operator on corresponding plaster models of the 27 in vitro patients fixed in a dental phantom head to simulate an authentic clinical setting. For this, the brackets and tubes were first gently inserted into the IDB trays and their retentive bases were cleaned with cotton pellets drenched in acetone. Then, a thin layer of Transbond™ XT (3M Deutschland GmbH, Neuss, Germany) was evenly applied onto each attachment base until it was fully covered using an application tip. Furthermore, the surface of the plaster models that received the attachments were cleaned with 99% isopropanol and the vestibular surfaces of the teeth were coated with a thin layer of Transbond™ XT Primer (3M Deutschland, Neuss, Germany) on the presumed bracket or tube position.

The IDB trays were then placed onto their corresponding plaster models (Figure 4) and slight finger pressure was applied on the occlusal and vestibular surface to ensure a correct fit. Excess composite leaking lateral from the attachments was removed with a dental probe. Eventually, each bonding unit was light cured for 3×4 s in high-power mode (VALO™ Cordless, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA; 1400 mW/cm²) with the light positioned from all accessible directions, including through the transparent IDB trays into the composite-filled gap between the attachment base and the plaster surface from the smallest possible distance.

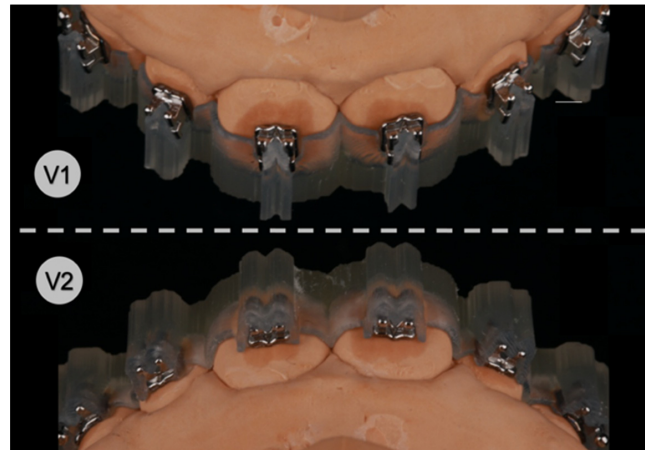


Figure 4. Both transfer tray designs with inserted brackets on stone models, version 1 (V1) and version 2 (V2).

After indirect bonding, all IDB trays were carefully removed with a dental scaler by lifting the vestibular extension arms, or the pockets holding the attachments, respectively, and by doing so loosening the respective retention mechanism.

To assess the transfer accuracy of both V1 and V2 IDB trays, another intraoral scan of the final bracket and tube positions was performed using a thin layer of dental scan powder (METAL-POWDER Dry blue, R-dental Dentalerzeugnisse, Hamburg, Germany) beforehand to avoid scan distortions due to reflections of the metallic attachment surfaces.

The obtained digital models with the transferred attachment positions were exported as STL-files for later comparison with the virtually planned attachment positions.

2.4. Three-Dimensional Superimposition of Tooth Surfaces

For every patient and each design version (V1, V2), two STL-files were imported into a 3D inspection software (Geomagic[®] Control, 3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA), one showing the digital model with the virtually planned bracket and tube positions, the other showing the actual attachment positions after performing IDB. The individual tooth surfaces of the corresponding pre- and postbonding STL-files, which served as reference structures, were separated from the respective dental arches and superimposed using a measurement algorithm specifically scripted for this purpose, first described by Koch et al. [27] conducting an automated and successive best-fit alignment (Figure 5). Since coordinate systems were virtually integrated into every attachment beforehand, the deviations between their respective centers after superimposition were considered equivalent to the difference between the planned and actual attachment positions on the respective vestibular tooth surfaces. Using this procedure, the deviations were quantified in the reference coordinate systems in three linear values along the axes (mesiodistal (X, mm), vertical (Y, mm), orovestibular (Z, mm)) and three angular values around the axes (torque (X, degree), rotation (Y, degree), tip (Z, degree)).

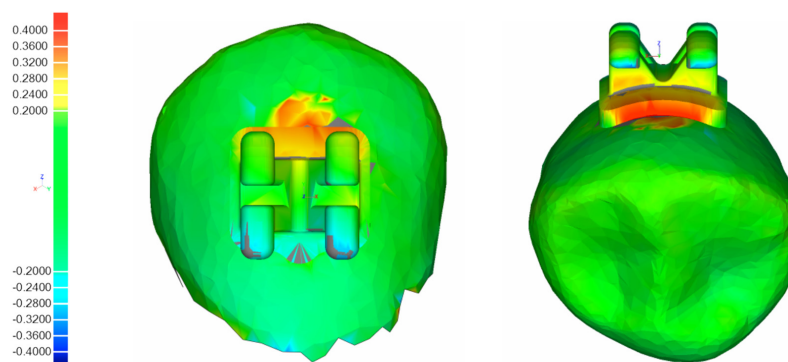


Figure 5. Example of colorimetric best-fit superimposition and bonding inaccuracies.

The complete workflow is shown in Figure 1.

2.5. Statistical Analysis

A sample size calculation for a paired *t*-test was performed ahead of the investigation (power 80%, $\alpha = 2.5\%$, medium effect size (Cohen's $d = 0.667$)) and proposed a minimum of 24 patients with full dental arches. The limits for clinical acceptability were set to ± 0.2 mm for all three linear directions, according to the *American Board of Orthodontics* [28] and $\pm 1^\circ$ for all three angular directions, based on previous literature [13,20,21].

To evaluate the deviations from the planned to the real attachment positions, a descriptive analysis (SPSS[®] Statistics software, version 27.0, Armonk, NY, USA) was conducted for all tooth groups (incisors, canines, premolars and molars) and both IDB tray versions (Table 1). The percentages of brackets and tubes positioned outside the clinically acceptable range are shown in Table 2, considering their directional bias.

Table 1. Absolute mean values and standard deviations between virtually planned and postbonding positions for version 1 (V1) and version 2 (V2).

V1 ^b							
	<i>n</i> ^a	Mesiodistal (mm)	Vertical (mm)	Orovestibular (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Incisors	181	0.06 ± 0.06 ^b	0.07 ± 0.05	0.02 ± 0.02	0.45 ± 0.39	0.69 ± 0.76	0.58 ± 0.53
Canines	105	0.09 ± 0.08	0.06 ± 0.04	0.03 ± 0.02	0.47 ± 0.39	0.98 ± 0.94	0.66 ± 0.58
Premolars	198	0.06 ± 0.06	0.05 ± 0.05	0.03 ± 0.02	0.59 ± 0.55	0.59 ± 0.55	0.43 ± 0.36
Molars	198	0.05 ± 0.05	0.07 ± 0.07	0.03 ± 0.02	0.56 ± 0.55	0.40 ± 0.40	0.19 ± 0.30
Total	679	0.06 ± 0.06	0.06 ± 0.06	0.03 ± 0.02	0.50 ± 0.45	0.62 ± 0.68	0.44 ± 0.47
V2 ^b							
	<i>n</i> ^a	Mesiodistal (mm)	Vertical (mm)	Orovestibular (mm)	Torque (°)	Rotation (°)	Tip (°)
Incisors	186	0.04 ± 0.04	0.08 ± 0.06	0.03 ± 0.02	0.54 ± 0.41	0.52 ± 0.48	0.66 ± 0.57
Canines	101	0.05 ± 0.04	0.08 ± 0.06	0.03 ± 0.02	0.68 ± 0.60	0.63 ± 0.47	0.68 ± 0.57
Premolars	194	0.05 ± 0.05	0.07 ± 0.05	0.02 ± 0.02	0.58 ± 0.49	0.45 ± 0.47	0.38 ± 0.35
Molars	168	0.05 ± 0.04	0.07 ± 0.07	0.02 ± 0.02	0.55 ± 0.54	0.41 ± 0.34	0.18 ± 0.21
Total	649	0.05 ± 0.04	0.07 ± 0.06	0.02 ± 0.02	0.58 ± 0.50	0.49 ± 0.45	0.45 ± 0.48

^a Number of brackets used for calculation. ^b Absolute mean value ± standard deviation.

Table 2. Percentage of bracket positions outside the clinically acceptable transfer errors (± 0.2 mm and $\pm 1^\circ$) for version 1 (V1) and version 2 (V2) according to the direction of deviation.

		V1 ^b											
		Mesiodistal (%)		Vertical (%)		Orovestibular (%)		Torque (%)		Rotation (%)		Tip (%)	
	<i>n</i> ^a	Mesial	Distal	Occlusal	Gingival	Oral	Vestibular	PCT	LCT	MR	DR	MCT	DCT
Incisors	181	0.0	2.2	3.3	0.0	0.0	0.0	2.2	15.5	15.5	4.4	7.2	9.4
Canines	105	3.8	5.7	0.0	0.0	0.0	0.0	5.7	13.3	13.3	21.0	13.3	9.5
Premolars	198	2.0	0.0	0.5	1.5	0.0	0.0	8.1	7.1	7.1	11.6	3.5	4.0
Molars	198	1.0	0.0	0.5	3.6	0.0	0.0	10.8	1.5	1.5	5.2	1.0	0.5
Total	679	1.8	1.5	1.2	1.5	0.0	0.0	6.9	9.9	9.9	8.1	5.3	5.3
		V2 ^b											
		Mesiodistal (%)		Vertical (%)		Orovestibular (%)		Torque (%)		Rotation (%)		Tip (%)	
	<i>n</i> ^a	Mesial	Distal	Occlusal	Gingival	Oral	Vestibular	PCT	LCT	MR	DR	MCT	DCT
Incisors	186	0.0	0.5	1.6	1.6	0.5	0.0	11.8	3.2	9.1	3.2	11.8	3.2
Canines	101	1.0	2.0	1.0	2.0	0.0	0.0	18.8	3.0	11.9	5.9	12.9	5.9
Premolars	194	1.0	0.0	0.5	3.1	0.0	0.0	15.5	1.0	3.1	9.8	3.1	3.6
Molars	148	0.0	0.0	0.6	4.8	0.0	0.0	9.5	4.8	0.6	3.6	0.0	1.2
Total	649	0.3	0.2	0.9	2.9	0.2	0.0	13.4	2.9	5.5	5.7	7.4	4.6

^a Number of bonded teeth used for calculation. ^b Percentage of bracket positions outside the limit of 0.20 mm and 1° . PCT—palatal crown torque; LCT—labial crown torque; MR—mesiorotation; DR—distorotation; MCT—mesial crown tip; DCT—distal crown tip.

A mixed model was chosen for the statistical analysis to compare the two design approaches in terms of their transfer accuracy. The linear and angular values were considered dependent variables, as within a transfer tray a misalignment of one bracket might also affect the position of neighboring brackets. A mixed model takes these random effects into account and was, therefore, chosen as the preferred test (Table 3).

Table 3. A mixed model calculated the *p*-values to detect whether one factor or an interaction of two factors significantly influenced the positions of brackets in linear (mm values) and angular (degree axis) direction.

Factor(s)	<i>p</i> -Value (mm Values)	<i>p</i> -Value (Degree Values)
Versions ^a	0.414	0.674
Versions * Tooth Groups ^b	0.842	0.885

^a Version 1 and version 2. ^b Interaction effects (*) of two factors on axial and angular values.

3. Results

In total, 1490 brackets and tubes were transferred with both IDB tray design versions (V1, V2). Out of these, 163 had to be excluded from the analysis due to bracket detachment during the bonding procedure ($n = 153$; V1 ($n = 66$), V2 ($n = 87$)) or an invalid matching process during the superimposition of the tooth surfaces ($n = 10$).

Table 1 presents the mean values and standard deviations of all transferred brackets and tubes in linear and angular dimensions as calculated with absolute numbers. All mean values of both tray design versions were found within the defined clinically acceptable range of ± 0.2 mm and $\pm 1^\circ$.

For both IDB trays, the linear accuracy was most accurate in the orovestibular direction (V1 = 0.03 mm; V2 = 0.02 mm). The highest linear deviations for V1 were observed in the mesiodistal direction (0.06 mm) and for V2 in the vertical direction (0.07 mm). The highest angular mean values were found with V1 in rotation (0.62°) and with V2 in torque (0.58°).

The directional biases of the transferred brackets and tubes outside the clinical acceptable range of 0.2 mm and 1° are presented in Table 2. With V1, the most frequent linear deviations were observed in mesiodistal direction (3.3%), while 1.8% were placed too far mesially and 1.5% too far distally. With V2, the most frequent linear deviations were observed in vertical direction (3.8%), while 0.9% were placed too far occlusally and 2.9% too far gingivally.

With V1, the most frequent angular deviations were observed in rotation (18%); 9.9% were rotated too far mesially and 8.1% were rotated too far distally. With V2, torque had the most deviations (16.3%); 13.4% of the values were transferred too far in direction of labial crown torque, while only 2.9% were placed too far palatally (palatal crown torque).

The mixed model analysis revealed no significant difference ($p > 0.05$) in the transfer accuracy between the IDB tray design versions V1 and V2. In order to take the accuracy differences within the trays into account, the mixed model also investigated every possible combination of tooth groups and tray designs and concluded no significant difference (Table 3).

4. Discussion

In our study, we investigated the clinical suitability and accuracy of two different design versions for 3D-printed IDB trays (V1 and V2) by transferring 1490 brackets and tubes in 27 in vitro patients with full dental arches, including the second molars. Within the presented workflow in the orthodontic laboratory and practice, both tray versions were suitable for application and offered an acceptable transfer accuracy.

For all linear measurements, 98% of V1 and 98.5% of V2 were located within the clinically acceptable set range of ± 0.2 mm. Concerning the angular measurements, 84.9% of V1 and 86.8% of V2 did not exceed $\pm 1^\circ$.

Other studies obtained comparable results with 3D-printed IDB trays, ranging from 89% to 100% in the linear and 64.5% to 82% in the angular measurements [18,22,23]. In these cases, however, the accepted clinical acceptability ranged from ± 0.5 mm to $\pm 2^\circ$.

In general, linear deviations in all dimensions were less frequent and distinctive than angular deviations.

For both IDB tray versions, the highest accuracy in the linear dimension was found in orovestibular direction, similar to the results of other studies [13,20,21]. This could be explained by the occlusal relief of the teeth, which functions by its texture as a stop and, therefore, prevents the displacement of the tray and, respectively, its attachments in all directions, specifically in orovestibular direction. On the other hand, the greatest linear deviations occurred in the vertical dimension, especially with tray V2. Its specific design with the pouch-shaped sleeve holding the attachments from all sides except the gingival direction did not prevent them sufficiently from being displaced in vertical direction, although the tray itself was supported by the occlusal surface. The inner hollows of the tray sleeve, which covered the bracket wings, seemed not to print accurately enough for the bracket wings to click into their foreseen space and grasp the attachments properly, which led to a vertical displacement. Tray design V1 retained the brackets actively and, therefore, showed higher vertical accuracies, as it extended into the vertical and horizontal bracket slots, respectively, gingivally overlapping at the tubes. Even if the differences in the vertical displacement between the mean values of both trays were minor with V1 showing fewer deviations, there also seemed to be an influence on the better results for the torque of V1 compared to V2, which showed a strong directional bias of the deviations towards palatal crown torque (13.4%). As found by Miethke and Melsen [29], the mandibular molars, followed by the premolars, showed the largest variation of labial tooth surface with respect to the curvature. Therefore, brackets that were vertically displaced were likely to show higher inaccuracies in torque on molars and premolars than on incisors and canines. Indeed, the results of our study supported this thesis. In both trays, the molars and premolars generally showed higher deviations of the attachments in torque compared to incisors. However, this was not true for canines.

Independent of the vertical displacement, for both design versions, the canines generally showed the highest mean values for angular deviations among all tooth groups. This finding matched the ones of Jungbauer et al. [17] and Koch et al. [30]. Since this observation was independent of both tray design versions and studies, it was likely linked to the rounded tooth morphology of the canines, which caused a point contact of the bracket base to the labial surface. Therefore, depending on the location of the vertically or vestibularly applied finger pressure in relation to the contact point of the canine's labial tooth surface and the respective bracket base, the brackets rotated during the IDB procedure, causing the mentioned angular deviations.

Therefore, very fine tray structures in the posterior region that could potentially cause printing inaccuracies, as well as applying high finger pressure during IDB, should be avoided.

We, therefore, evaluated the transfer accuracy of 1327 brackets that were bonded from the central incisors to the second premolars and tubes for the first and the second molars. Integrating the second molars was of special interest for us, as bonding in the posterior region is more challenging in general due to impaired visibility and accessibility. Both investigated IDB trays provided information on the transfer accuracy of posterior teeth, which is crucial when it comes to efficiently bonding all attachments together in one step. In contrast, other authors only investigated the transfer accuracy of their respective IDB trays ranging from the central incisors to the second premolars or maximum to the first molars [6,14,15,18,21–23]. Consequently, one may suggest that second molars were bonded in an extra step or session or not at all in these studies, which diminishes the gained efficiency when bonding indirectly in the first place.

Czolgosz et al. [6] found computer-aided indirect bonding to be more time consuming in total and that it produced higher bracket debonding rates, which, ultimately, translates into higher costs compared to the direct approach. An adjusted tray design and 3D printing procedure [31] might, therefore, reduce some disadvantages while still profiting from the advantages of a fully digital workflow [31,32].

Regarding the design of the 3D-printed IDB trays, three concepts have been described in the literature so far.

Kim et al. [13], Son et al. [11] and Yue et al. [15] used segmented transfer jigs for every single tooth, whereas Xue and coworkers [14] created a guiding device for the dental arch that framed the planned bracket positions for later direct positioning, therefore, using a hybrid bonding method. Both approaches required the attachments to be bonded one by one and, therefore, lacked the benefit of indirect bonding of brackets and tubes all at once.

Other studies on 3D-printed IDB trays [17,18,23,24,26] used a third concept of an IDB tray covering the dental arch, sometimes including the molars, with pouch-like shaped sleeves holding the attachments in place. We imitated this approach in our tray design V2 and compared its transfer accuracy to a different design version (V1). V1 had the same expansion over the dental arch, including the second molars as V2, but differed in the retention mechanism holding the attachments.

V1 retained the brackets via the horizontal and the vertical bracket slots and, therefore, offered control in all directions, while not extending beyond the mesial, distal or gingival margin of the brackets. This construction offers some clinical advantages regarding the removal of possible composite surplus, but is also more fragile and, therefore, needs careful handling during the application procedure. In contrast, V2 held the brackets by a surrounding sleeve. Although the IDB tray itself was more stable and the brackets appeared more fixed, this design version seemed to be more prone to printing inaccuracies in the fine inner hollows or diffused layer margins, which, ultimately, led to improperly placed brackets in the intended space of the tray, resulting in deviations from the planned position.

As the elasticity of a chosen resin for 3D-printed trays directly correlates to the success of indirect bonding as published by Jungbauer et al. [17] and is predetermined by the industry (Shore-A/Shore-D hardness), we decided to manipulate the elasticity by choosing two design versions that differed in material thickness and its filigree character in specific

areas. Unfortunately, the DLP or SLA printing technology does not allow the combination of different materials to be printed simultaneously and, therefore, the mixture of different properties as they are needed within certain areas in an IDB tray is impossible. However, this principle was successfully applied with trays composed of polyvinyl siloxane first described by Nedwed et al. [33]. A hard occlusal support secured the vertical and torque position of the attachments, whereas a more flexible sleeve on the vestibular surface around the attachments ensured the position in other dimensions and enabled an easy removal without risking immediate bracket debonding.

Our design versions both provided a thick and, therefore, stiff occlusal support. The sleeves of V1 and V2 had the same material thickness but different mesiodistal extensions. This led to an increased flexibility of design V1 that prevented immediate bracket debonding. It was subject of our study to investigate if these different design versions had an influence on the bracket transfer accuracy, which we eventually could not confirm.

A limit to our design choice was that the utilized simulation software OnyxCeph³™ did not allow different settings to be applied for all brackets and tubes individually, despite their different geometry and, hence, their different requirements for their retention in the tray. Therefore, we needed to compromise on the design of the sleeves holding both the brackets and tubes, resulting in a low retention force for the tubes with tray design V1 and, consequently, in tubes falling out of their mold during application. Furthermore, dental crowding also presented a challenge when bonding indirectly as Jungbauer et al. [17] had pointed out. We previously concluded that better results could be achieved by improving the software's tools for the 3D simulation of IDB trays by enabling to separately set parameters for selective tooth groups.

Since all IDB trays show fine structures to some degree, they need to be printed with the highest possible resolution of a common contemporary 3D printer. Apart from this and other technical requirements, Arnold et al. [34] also investigated if the setting parameters influence the precision of printed objects such as the positioning, angulation and structure of the object on the build platform of SLA printers.

In our study, we printed V1 and V2 with identical settings and according to manufacturer's instructions. The resolution was set at maximum, which was 0.062 mm in X- and Y-axis and a layer thickness of 0.05 mm. As also explained by Süpple et al. [20], our resolution settings resulted in nearly cubic shaped voxels, which only showed neglectable effects on the precision of the surface. However, the need for support structures proved to be an influencing factor. The trays were printed horizontally with the flat oral surface of the occlusal part of the tray facing the build platform. Doing so, we aimed at minimizing structural overhangs to the sleeves holding the attachments, which was visually controlled in the slicer software. This way, no support structures were needed. However, we could not exclude the potential occurrence of the common staircase effect at the layer margins, especially in the inner hollows of the trays. The kind of effect that the automatically applied printer software slicing algorithm might have had, determining the alignment of the layers and automatically deciding how curved margins were approximated, can only be speculated.

Generally, we did not notice any visible printing failures and all 3D-printed IDB trays were suitable for indirect bonding.

As for the choice of the printing technology, we used a common desktop DLP printer for manufacturing the trays in combination with a resin specifically offered for IDB. Most studies on the accuracy of 3D-printed objects in orthodontics investigated dental models, which are used for diagnostic reasons or aligner production. Hazeveld et al. [35] evaluated the accuracy of printed dental models using different printing technologies and concluded, that DLP and PolyJet prints are more precise than SLA, and that they are more appropriate for selected appliances in orthodontics. For printing IDB trays, DLP [18,23] and PolyJet [24] technologies have already been investigated before and showed acceptable results for their transfer accuracy despite their different tray designs. Although PolyJet printers are capable of printing two or more different resins in one printing process, which can meet

the different local requirements regarding its elasticity as described earlier, and, therefore, seem very promising for this specific use, they are still very costly in their acquisition and are, nowadays, generally used for customized services.

5. Conclusions

Both design versions for 3D-printed indirect bonding trays used in this study were clinically suitable and provided an acceptable accuracy in bracket placement.

The V1 tray design transferred attachments just as well as V2, while offering benefits in the handling and its clinical application.

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

Acknowledgments: This work was supported with materials from Dentaaurum (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 the Charité-Universitätsmedizin Berlin.

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

References

1. 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. [\[CrossRef\]](#)
2. Grünheid, T.; Lee, M.S.; Larson, B.E. Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod.* **2016**, *86*, 468–474. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
3. Castilla, A.E.; Crowe, J.J.; Moses, J.R.; Wang, M.; Ferracane, J.L.; Covell, D.A.J. Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod.* **2014**, *84*, 607–614. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
4. Möhlhenrich, S.C.; 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*, 1–10. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
5. Panayi, N.C.; Tsolakis, A.I.; Athanasiou, A.E. Digital assessment of direct and virtual indirect bonding of orthodontic brackets: A clinical prospective cross-sectional comparative investigation. *Int. Orthod.* **2020**, *18*, 714–721. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
6. Czolgosz, I.; Cattaneo, P.M.; Cornelis, M.A. 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*, 144–151. [\[CrossRef\]](#)
7. Kalange, J.T.; Thomas, R.G. Indirect Bonding: A Comprehensive Review of the Literature. *Semin. Orthod.* **2007**, *13*, 3–10. [\[CrossRef\]](#)
8. Guenther, T.A.; Larson, B.E. Indirect Bonding: A Technique for Precision and Efficiency. *Semin. Orthod.* **2007**, *13*, 58–63. [\[CrossRef\]](#)
9. Bozelli, J.V.; Bigliuzzi, R.; Barbosa, H.A.; Ortolani, C.L.; Bertoz, F.A.; Kurt, F.J. Comparative study on direct and indirect bracket bonding techniques regarding time length and bracket detachment. *Dent. Press J. Orthod.* **2013**, *18*, 51–57. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
10. Sheridan, J.J. The Readers' Corner. 1. Do you use indirect bonding? *J. Clin. Orthod.* **2004**, *38*, 543–544.
11. Son, K.H.; Park, J.W.; Lee, D.K.; Kim, K.D.; Baek, S.H. New virtual orthodontic treatment system for indirect bonding using the stereolithographic technique. *Korean J. Orthod.* **2011**, *41*, 138–146. [\[CrossRef\]](#)
12. Israel, M.; Kusnoto, B.; Evans, C.A.; Begole, E. A comparison of traditional and computer-aided bracket placement methods. *Angle Orthod.* **2011**, *81*, 828–835. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
13. 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. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

14. 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](#)] [[PubMed](#)]
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*, 127. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Ciuffolo, F.; Epifania, E.; Duranti, G.; De Luca, V.; Raviglia, D.; Rezza, S.; Festa, F. Rapid prototyping: A new method of preparing trays for indirect bonding. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **2006**, *129*, 75–77. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Jungbauer, R.; Breunig, J.; Schmid, A.; Hüfner, M.; Kerberger, R.; Rauch, N.; Proff, P.; Drescher, D.; Becker, K. Transfer accuracy of two 3D printed indirect bonding trays for indirect bracket bonding—An in vitro pilot study. *Appl. Sci.* **2021**, *11*, 6013. [[CrossRef](#)]
18. 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](#)]
19. Shin, S.H.; Lee, K.J.; Kim, S.J.; Yu, H.S.; Kim, K.M.; Hwang, C.J.; Cha, J.Y. Accuracy of bracket position using thermoplastic and 3D-printed indirect bonding trays. *Int. J. Comput. Dent.* **2021**, *24*, 133–145. [[PubMed](#)]
20. Stüpple, 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. [[CrossRef](#)]
21. Schmid, J.; Brenner, D.; Reicheis, W.; Hofer-Picout, P.; Brenner, M.; Crismai, 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](#)] [[PubMed](#)]
22. 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*, 932. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. 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*, 3889–3897. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. 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](#)] [[PubMed](#)]
25. Christensen, L.R. Digital workflows in contemporary orthodontics. *APOS Trends Orthod.* **2017**, *7*, 12–18. [[CrossRef](#)]
26. 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**. [[CrossRef](#)]
27. Koch, P.J.; Albrecht, M.; Lin, W.-C.; Jost-Brinkmann, P.-G. Accuracy of indirect bonding trays—A measurement algorithm. *Int. J. Comput. Dent.* **2022**. [[CrossRef](#)]
28. 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](#)]
29. 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](#)]
30. 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](#)]
31. Koo, B.C.; Chung, C.H.; Vanarsdall, R.L. Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **1999**, *116*, 346–351. [[CrossRef](#)]
32. Oliveira, N.S.; Gribel, B.F.; Neves, L.S.; Lages, E.M.B.; Macari, S.; Pretti, H. Comparison of the accuracy of virtual and direct bonding of orthodontic accessories. *Dent. Press J. Orthod.* **2019**, *24*, 46–53. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Nedwed, V.; Böhme, A.; Kossack, K.-H. Eine praxistaugliche Methode zur indirekten Bracketplatzierung. *Kieferorthop* **2003**, *17*, 91–98.
34. 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](#)]
35. Hazeveld, A.; Huddleston Slater, J.J.R.; 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](#)]



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, Aßmannhauser 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 $\pm 1^\circ$, 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).

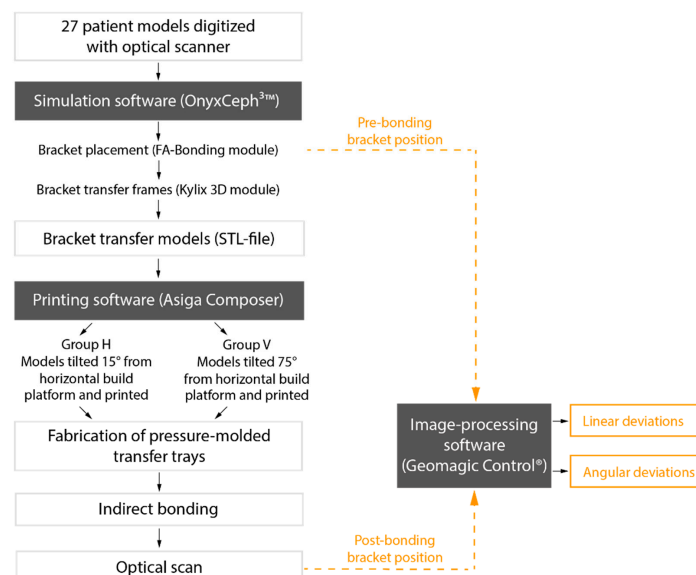


Figure 1. Flow chart of the IDB workflow and analysis of transfer accuracy with bracket position deviations.

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 with two main sections: 'Kylix' and 'Base'. Each section contains four input fields for dimensions and a central diagram of a bracket frame.

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

Both sections also feature a central diagram of a blue bracket frame with 'Apical' at the top and 'Distal (Lingual)' on the left and 'Distal (Buccal)' on the right. Below each diagram are 'Create' and 'Delete' buttons.

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).

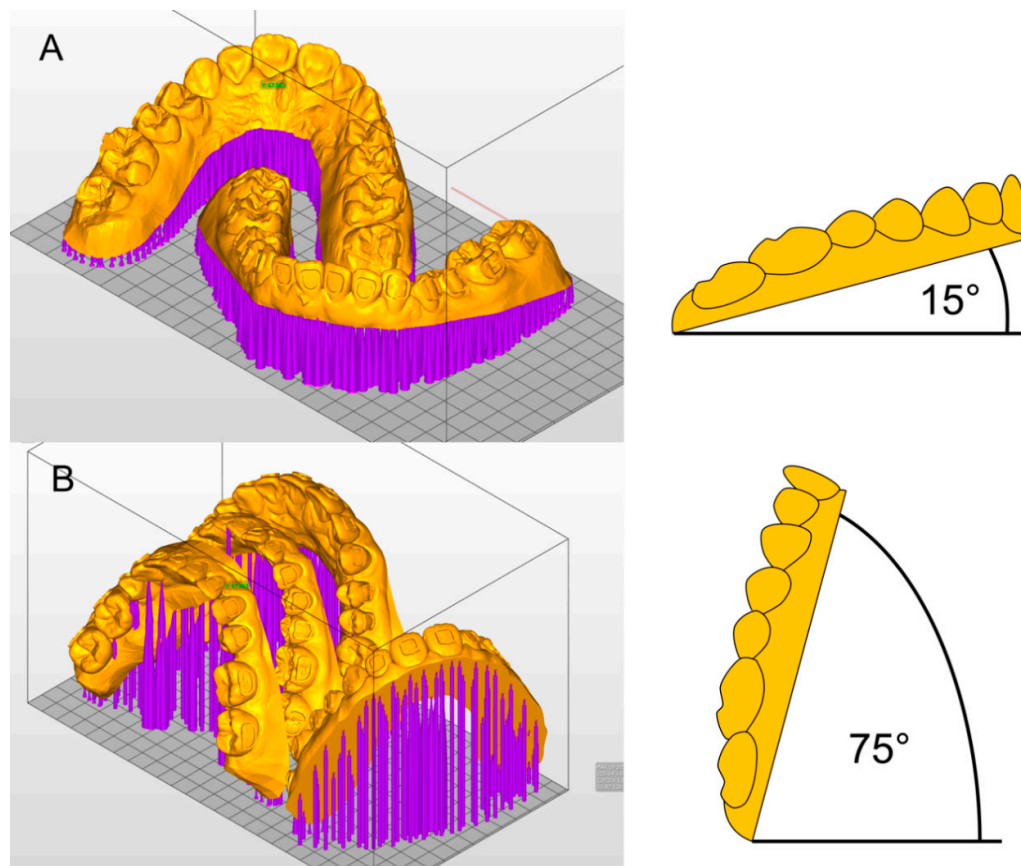


Figure 3. Printing orientation in (A) Group H and (B) Group V in Asiga MAX™ printer software (Asiga Composer, Scheu Dental, Iserlohn) and model angulations.

(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.

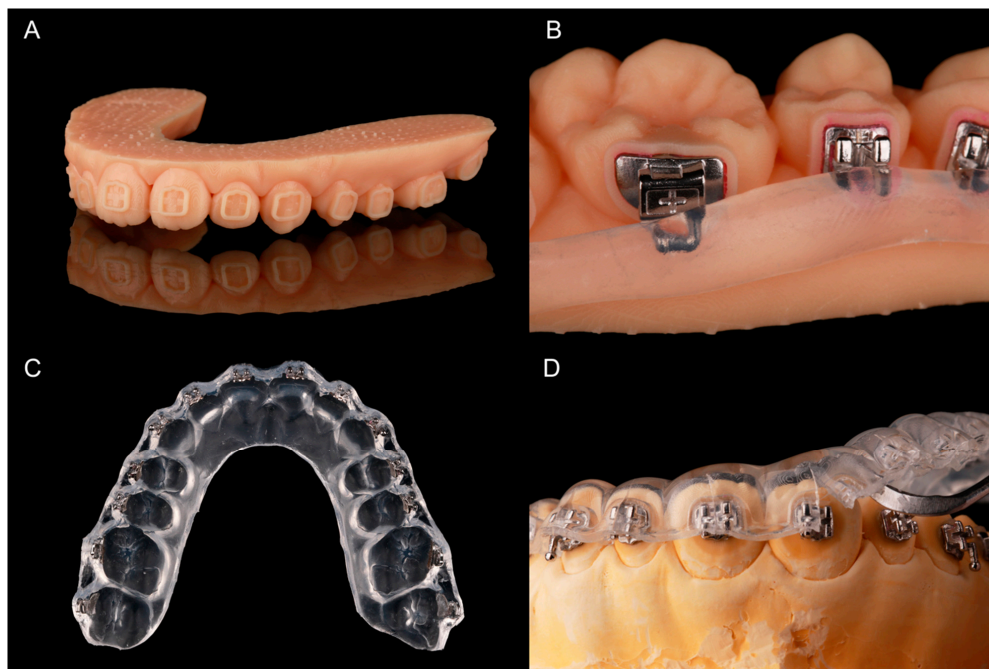


Figure 4. Fabricating the pressure-molded transfer trays: (A) printed model with frames for brackets and tubes; (B) provisory bonded brackets and tubes with silicone for blocking-out; (C) pressure-molded transfer tray with embedded brackets and tubes; (D) tray removal with a scaler after bonding.

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.

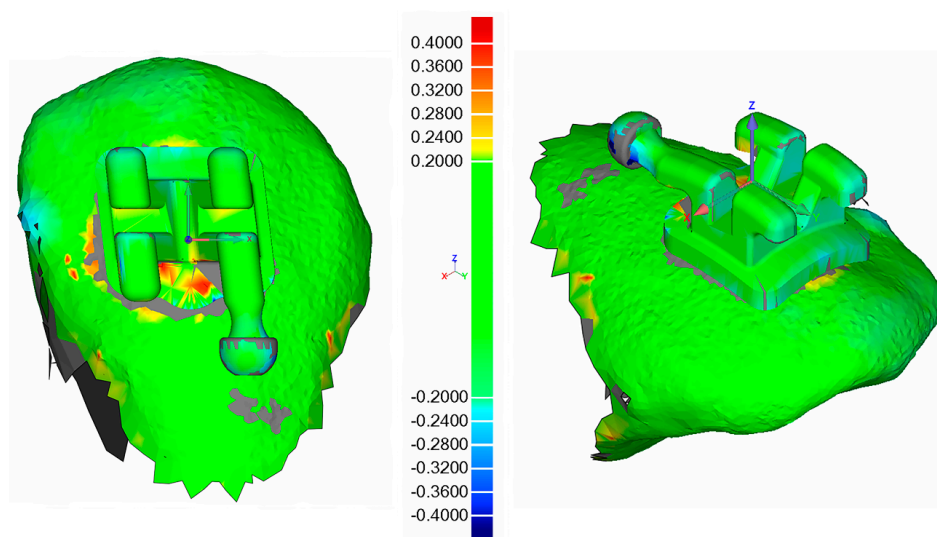


Figure 5. Illustration of the output from the superimposition in Geomagic Control® software (3D Systems Inc., Rock Hill, SC, USA) for tooth 13 of a random patient.

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].

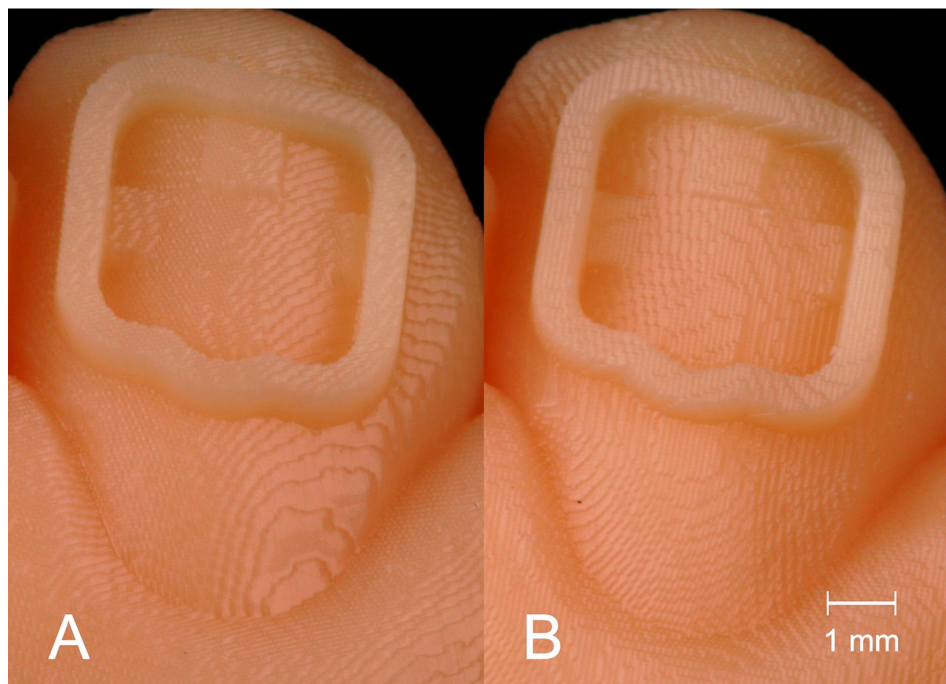


Figure 6. Staircase effect on the surface of the transfer models in Group H (A) and Group V (B).

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 OnyxCeph³™ 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 ±1°.

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

- Andrews, L.F. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J. Clin. Orthod.* **1976**, *10*, 99–114. [[PubMed](#)]
- 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](#)]
- Newman, G.V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* **1965**, *51*, 901–912. [[CrossRef](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- Dörfer, S.; König, M.; Jost-Brinkmann, P. Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Platzieren von Brackets. *Kieferorthopädie* **2006**, *20*, 91–104.
- 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](#)]
- Sheridan, J.J. The Readers' Corner. 1. Do you use indirect bonding? *J. Clin. Orthod.* **2004**, *38*, 543–544.
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- 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](#)]
- Casko, 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](#)]
- Unkovskiy, 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](#)]

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

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

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

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

Conclusions: Transfer accuracy of Polyjet printed IDB tray is not as high as transfer accuracy of the conventional silicone tray, though both trays show good results and are suitable for clinical application. (*Angle Orthod.* 0000;00:000–000.)

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

INTRODUCTION

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

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

^a Postgraduate Student, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany.

^b Employee Practitioner, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany.

^c Professor and Department Chair, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany.

^d Research Fellow, Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Center for Oral Health Sciences CC3, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Germany.

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

Accepted: May 2022. Submitted: December 2021.

Published Online: July 14, 2022

© 0000 by The EH Angle Education and Research Foundation, Inc.

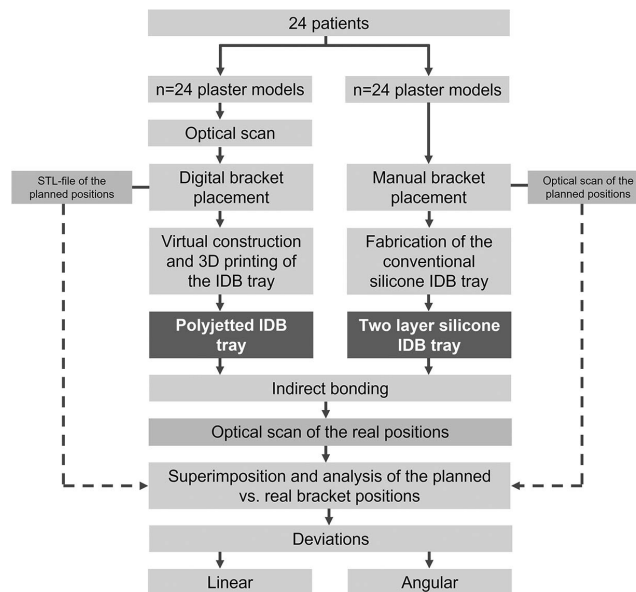


Figure 1. Method chart for investigated IDB trays.

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

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

MATERIALS AND METHODS

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

3D-Printed Tray

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

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

3

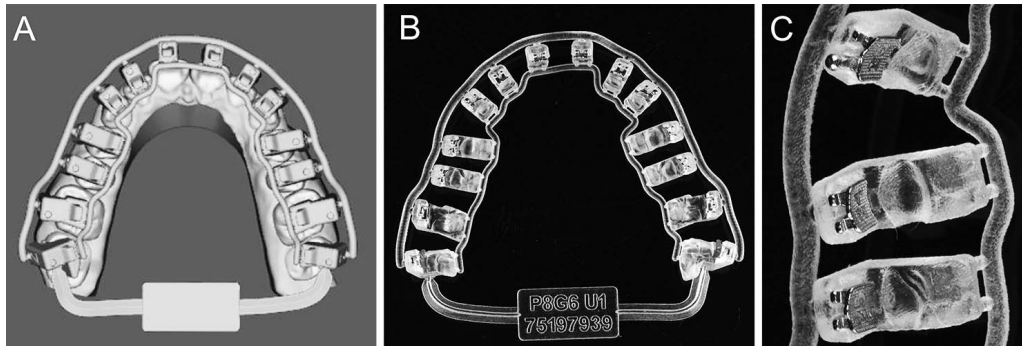


Figure 2. 3D-printed IDB tray: (A) simulation on the SureSmile Advanced Homepage, (B) actual unsegmented indirect bonding tray, (C) side view.

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

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

Conventional Silicone Tray

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

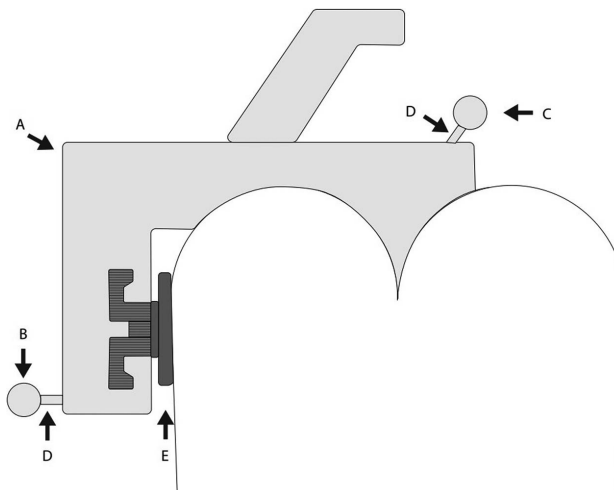


Figure 3. Profile scheme of the 3D-printed tray: (A) transfer cap, (B) buccal connecting link, (C) oral connecting link, (D) intended breaking points, (E) bracket base.

4



Figure 4. Conventional two-layered silicone IDB tray.

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

HOFMANN, SÜPPLÉ, GLASENAPP, JOST-BRINKMANN, KOCH

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

In-Vitro Bracket Transfer

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



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

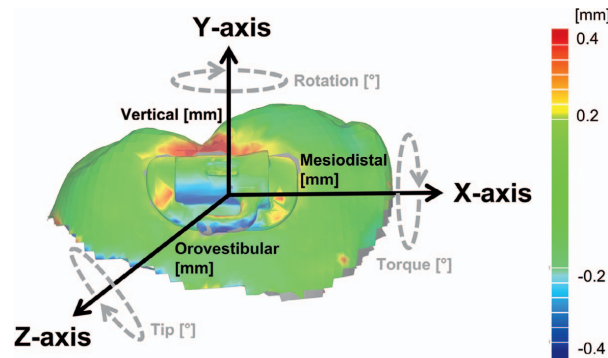


Figure 6. Superimposition of the planned and the actual bracket position on the surface of a molar. The spectrum of deviations is color coded as contrast to the ideal green bracket position.

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

Superimposition

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

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

Statistical Analysis

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

RESULTS

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

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

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

* n indicates number of brackets used for analysis.

6

HOFMANN, SÜPPLÉ, GLASENAPP, JOST-BRINKMANN, KOCH

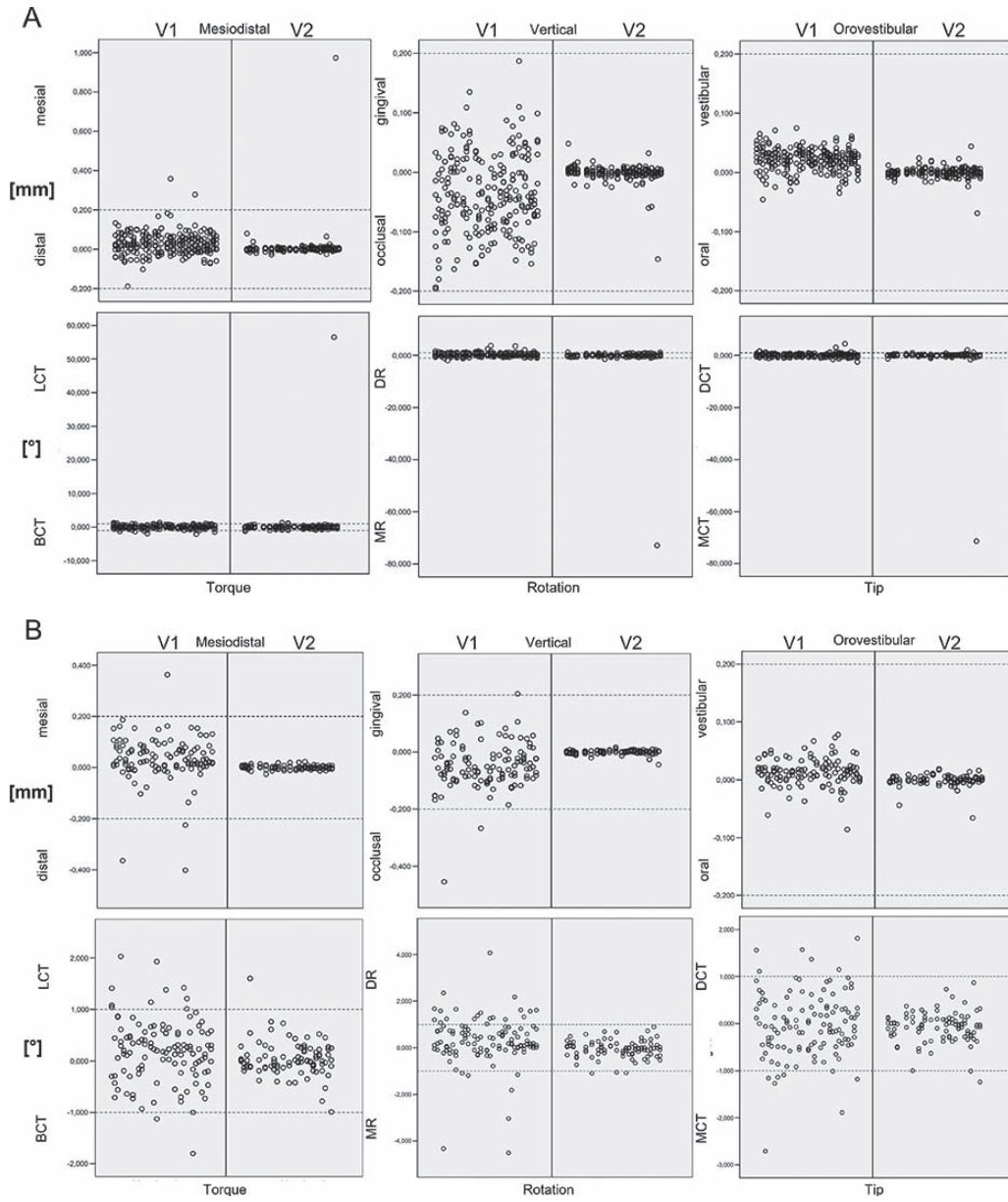


Figure 7. Scatter plots of deviations (absolute values) for each bracket and each direction for both investigated trays (V1 = 3D-printed IDB tray, V2 = conventional silicone IDB tray). Lines mark the clinically acceptable range. (A) incisors, (B) canines, (C) premolars, (D) molars. BCT indicates buccal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

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

7

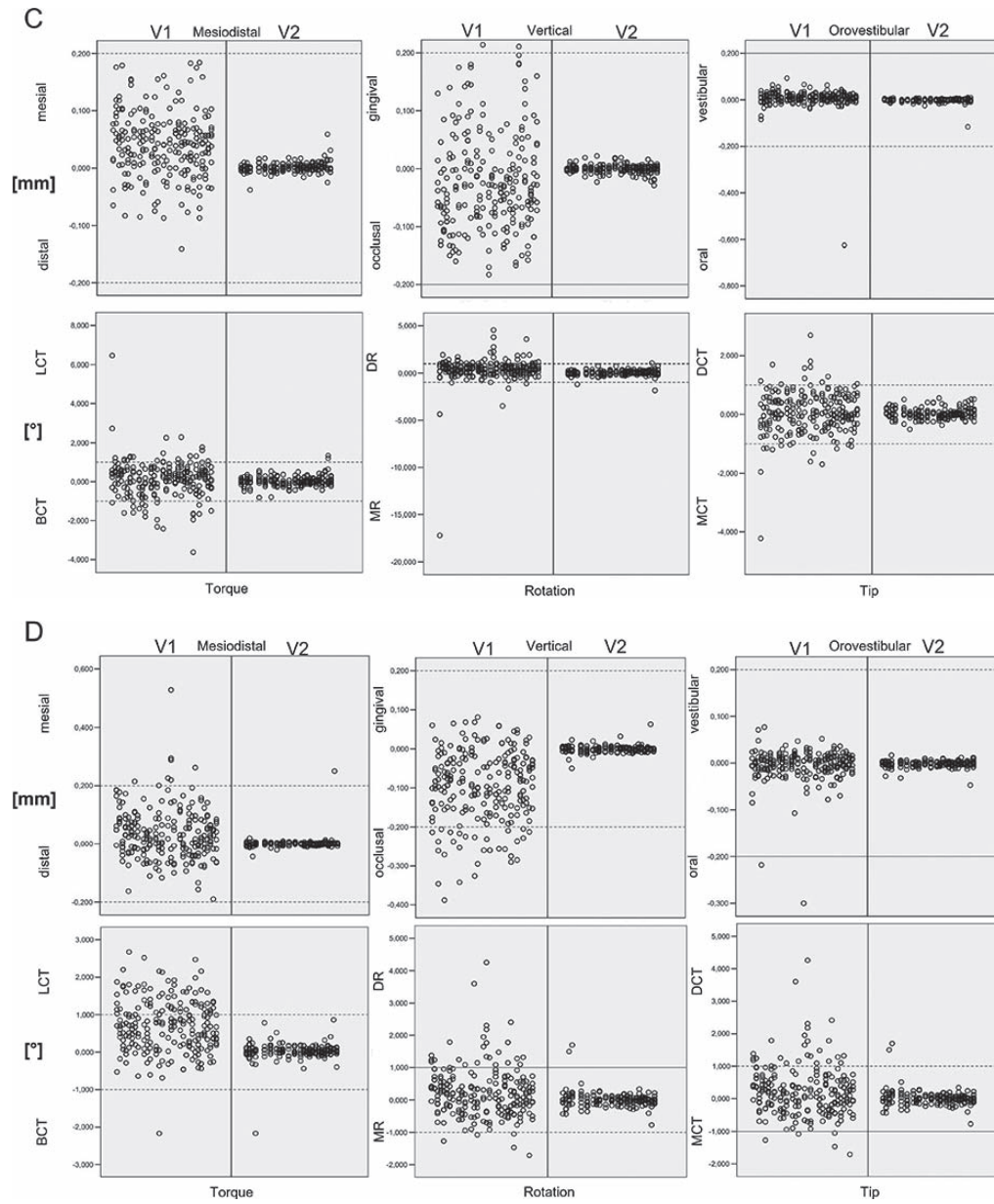


Figure 7. Continued.

Downloaded from https://meridian.allenpublishers.com/angle-orthodontist/article-pdf/doi/10.2319/122021-925.1/3088670/102319_122021-925.1.pdf by guest on 03 August 2022

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

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

* n indicates number of brackets used for analysis.

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

DISCUSSION

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

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

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

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

^a BCT indicates buccal crown torque; DCT, distal crown tip; DR, distortation; LCT, lingual crown torque; MCT, mesial crown tip; MR, mesiorotation.

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

9

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

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

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

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

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

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

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

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

^a 3D-printed tray and conventional silicone.

^b Interaction (x) between two factors on linear and angular measurements.

* $P < .05$ indicates statistical significance.

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

CONCLUSIONS

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

REFERENCES

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

10

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

Downloaded from https://meridian.allenpublishers.com/angle-orthodontist/article-pdf/doi/10.2319/2202-1-925_1/3086676/102319_122021-925_1.pdf by guest on 03 August 2022

Lebenslauf

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

Komplette Publikationsliste

Artikel:

Publikation 1:

Julius von Glasenapp, Eva Hofmann, Julia Süpple, Paul-Georg Jost-Brinkmann, Petra Julia Koch. Comparison of two 3D-printed indirect bonding (IDB) tray design versions and their influence on the transfer accuracy (J. Clin. Med. 2022, 11(5), 1295)

Publikation 2:

Julia Süpple, Julius von Glasenapp, Eva Hofmann, Paul-Georg Jost-Brinkmann, Petra Julia Koch. Accurate bracket placement with an indirect bonding method using digitally designed transfer models printed in different orientations – an in vitro study (J. Clin. Med. 2021, 10(9), 2002)

Publikation 3:

Eva C. Hofmann, Julia Süpple, Julius von Glasenapp, Paul-Georg Jost-Brinkmann, Petra Julia Koch. Indirect bonding: an in-vitro comparison of a Polyjet printed versus a conventional silicone transfer tray (Angle Orthod. 2022, 92(6), 728-737)

Posterbeiträge:

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

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

93. Wissenschaftlichen Jahrestagung der DGKFO, 22.-25. September 2021

Vorträge:

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

Indirektes Kleben mit 3-D-gedruckten Übertragungsschienen: Vergleich zweier Designs auf die Genauigkeit

Berlin-Brandenburg KFO - Kieferorthopädie Update, 14. Januar 2022

Danksagung

Ich möchte meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Paul-Georg Jost-Brinkmann und seiner Kollegin Frau Petra Julia Koch herzlich danken für die unendliche Geduld, Weisheit und Unterstützung während meiner Doktorarbeit. Ihre fachliche Kompetenz und ihre wertvollen Ratschläge haben meine Arbeit bereichert und mir stets neue Impulse gegeben. Sie haben mir geholfen, meine Forschungsansätze zu verfeinern und zu verbessern. Ich möchte mich auch bei meinen Kolleginnen Eva Hofmann und Julia Süpple bedanken. Ihre Unterstützung und Motivation haben mir in schwierigen Phasen stets geholfen, neue Ideen zu entwickeln und meine Forschung voranzutreiben. Die zahlreichen Sitzungen und gemeinsamen Arbeitsphasen waren für mich ein wichtiger Austausch und eine Inspiration.

Ein besonderes Dankeschön gilt auch meiner Freundin, die mich in jeder Hinsicht unterstützt hat. Ihre Liebe und ihr Verständnis haben mich durch die Herausforderungen der letzten Jahre getragen.