

Aus der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie

**Vergleichende In-vitro-Untersuchung von direkt geklebten
Brackets und indirekt geklebten Brackets, deren
Übertragungsschienen digital erstellt wurden**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Klein, Lennart Philipp**

2026

Dekanin: Professorin Dr. S.Y.Brucker

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Bernd Koos

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. A. ElAyouti

Tag der Disputation: 18.08.2026

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	VI
Abbildungsverzeichnis.....	VII
Tabellenverzeichnis.....	IX
1 Einleitung.....	10
1.1 Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM).....	10
1.2 Multiband-Technik zur Korrektur von Zahnfehlstellungen	12
1.2.1 Brackets	12
1.2.2 Adhäsiver Haftverbund.....	13
1.2.3 Aushärtung der Komposite.....	15
1.3 Vergleich von direkten und indirekten Adhäsiven	16
1.3.1 Vorteile des indirekten Klebens.....	18
1.3.2 Digitaler Workflow des indirekten Klebens	18
1.4 Herstellung der Übertragungsschienen	20
1.4.1 Konventionelle Herstellung.....	20
1.4.2 Additive Fertigung und DLP-Drucker.....	20
1.5 Ziel der Arbeit	23
2 Material und Methoden.....	24
2.1 Versuchsaufbau	24
2.2 Material	26
2.2.1 Materialliste der Verbrauchsmaterialien	26
2.2.2 Zähne.....	27
2.2.3 Brackets	28
2.2.4 Übertragungsschienen	29
2.2.4.1 Additiv gefertigte Schiene	29

2.2.4.2	Silikonschiene	30
2.2.5	Bracketadhäsiv Transbond™ XT.....	31
2.3	Methoden	32
2.3.1	Herstellung der Einbettvorrichtung	32
2.3.2	Einbettung der Zähne.....	33
2.3.3	Herstellung der Übertragungsschienen	35
2.3.3.1	Scannen der eingebetteten Zähne	35
2.3.3.2	Übertragungsschiene additiv gefertigt.....	35
2.3.3.3	Übertragungsschiene aus Silikon.....	41
2.4	Bekleben der Zähne mit Brackets	41
2.4.1	Behandlung der Schmelzoberflächen (Schmelz-Ätz-Technik)	41
2.4.2	Kleben der Brackets	42
2.4.2.1	Direktes Verfahren (von Hand)	43
2.4.2.2	Schienen aus der additiven Fertigung.....	44
2.4.2.3	Schienen aus Silikon	44
2.5	Scherversuch	45
2.5.1	Durchführung	46
2.5.2	Allgemeines/Begrifflichkeiten	48
2.5.3	Mikroskopische Auswertungen.....	48
2.6	Statistische Auswertung	52
3	Ergebnisse	54
3.1	Scherhaftfestigkeit der Brackets.....	54
3.2	Varianzanalyse (ANOVA) der Scherhaftfestigkeit	59
3.3	Regressionsanalyse und Effektstärken der Scherhaftfestigkeit.....	61
3.4	Adhäsivreste nach Abscheren der Brackets.....	62
3.4.1	Metallbrackets direkt von Hand geklebt (M-H)	63
3.4.2	Keramikbrackets direkt von Hand geklebt (K-H)	65

3.4.3	Metallbrackets indirekt mit additiv gefertigten Übertragungsschienen geklebt (M-A).....	67
3.4.4	Keramikbrackets indirekt mit additiv gefertigten Übertragungsschienen beklebt (K-A).....	69
3.4.5	Metallbrackets indirekt mit Übertragungsschienen aus Silikon geklebt (M-S)	71
3.4.6	Keramikbrackets indirekt mit Übertragungsschienen aus Silikon geklebt (K-S).....	73
3.4.7	Bewertung der Bruchmuster.....	75
3.5	Varianzanalyse (ANOVA) der Adhäsivreste	75
3.6	Regressionsanalyse und Effektstärken der Adhäsivreste	80
4	Diskussion	82
4.1	Einfluss von Klebemethode und Bracketmaterial auf die Scherhaftfestigkeit.....	82
4.2	Bruchmuster in Abhängigkeit von Klebemethode und Bracketmaterial	84
4.3	Stärken und Limitationen.....	86
4.4	Schlussfolgerungen und klinische Relevanz	87
5	Zusammenfassung	89
6	Literaturverzeichnis	92
7	Erklärung zum Eigenanteil.....	99

Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CLIP	Continuous Liquid Interface Production
DIN	Deutsches Institut für Normierung e. V.
DLP	Digital Light Processing
DMD	Digital Micromirror Device
EDS	Energiedispersions-Spektroskopie
FDM	Fused Deposition Modeling
ISO	International Organization for Standardization
K-A	Keramikbrackets indirekt mit Übertragungsschienen „Additiv“ geklebt
K-H	Keramikbrackets direkt „von Hand“ geklebt
K-S	Keramikbrackets indirekt mit Übertragungsschienen „Silikon“ geklebt
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light Emitting Diode
MB	Multiband-Technik
M-A	Metallbrackets indirekt mit Übertragungsschienen „Additiv“ ge- klebt
M-H	Metallbrackets direkt „von Hand“ geklebt
M-S	Metallbrackets indirekt mit Übertragungsschienen „Silikon“ ge- klebt
MJP	Multi Jet Printing
PETG	mit Glykol modifiziertes Polyethylenterephthalat
REM	Rasterelektronenmikroskop
RT	Raumtemperatur
SLA	Stereolithography Apparatus
SÄT	Schmelz-Ätz-Technik

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Zeichnung eines Digital-Light-Processing-Druckers (nach Formlabs 2023 verändert)	22
Abbildung 2: Einteilung der drei unterschiedlichen Prüfgruppen mit den verschiedenen Bracket- bzw. Klebearten.....	24
Abbildung 3: Präparierter Rinderzahn.....	27
Abbildung 4: Discovery® Metallbracket der Firma Dentaureum (© Dentaureum 2023) links und discovery® pearl Keramikbrackets der Firma Dentaureum (© Dentaureum 2023) rechts.....	28
Abbildung 5: Fertige Bracketübertragungsschiene aus Freeprint® IBT.....	29
Abbildung 6: Mit Memosil® 2 gefertigte Bracketübertragungsschiene	30
Abbildung 7: Transbond™ XT der Firma 3M Unitek	31
Abbildung 8: Vorrichtung zum Einbetten der Zähne	32
Abbildung 9: Mit dem Prusa i3 MK3 gedruckte Einbettvorrichtung (Bodenplatte und Ring) aus PETG-Material, noch auf der Druckplattform befindlich	33
Abbildung 10: Einzelschritte der Einbettung des Rinderzahns in die Einbettvorrichtung	34
Abbildung 11: Screenshot der in OnyxCeph ^{3TM} designten Übertragungsschiene.....	36
Abbildung 12: Screenshots der in OnyxCeph ^{3TM} designten Übertragungsschiene aus unterschiedlichen Perspektiven	37
Abbildung 13: Screenshot der Rapid-Shape-Software, für den Druck vorbereitete Übertragungsschienen auf Druckplattform mit Drucksupports.....	38
Abbildung 14: Geschlossener (links) und geöffneter (rechts) Rapid-Shape-3D-Drucker D30 II.....	39
Abbildung 15: Schematische Zeichnung eines DLP-Druckers mit Legende und geöffneter Drucker Rapid Shape D30 II mit Bauplattform und darunter befindlicher Materialwanne	40
Abbildung 16: Von Hand beklebte, eingebettete Rinderzähne mit unterschiedlichen Brackets (links: Keramik und rechts: Metall).....	43
Abbildung 17: Prüfmaschine Zwick Z020 bei der Firma Dentaureum	45
Abbildung 18: Mit einem Metallbracket beklebter, in die Prüfmaschine eingespannter Prüfkörper.....	46

Abbildung 19: Mit Daumennagel fixierter Scherbügel an einem, mit einem Metallbracket beklebten, eingespannten Prüfkörper.....	47
Abbildung 20: Mikroskop M 400 Wild/Heerbrugg mit integrierter Kamera	49
Abbildung 21: Beispiele für die verschiedenen Bruchtypen und Bestimmung des Anteils der Kleberreste	51
Abbildung 22: Abscherversuche der 20 Metallbrackets, die direkt per Hand beklebt worden waren	55
Abbildung 23: Scherhaftfestigkeit der Metall- und Keramikbrackets für die unterschiedlichen Methoden des direkten und indirekten Klebens	56
Abbildung 24: Scherhaftfestigkeit der Metallbrackets	57
Abbildung 25: Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets.....	58
Abbildung 26: Vergleich der Scherhaftfestigkeit der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode	60
Abbildung 27: Vergleich der Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode.....	61
Abbildung 28: Zahnoberfläche und Bruchmuster nach Abscherung der direkt von Hand mit Metallbrackets beklebten Zähne	64
Abbildung 29: Zahnoberfläche und Bruchmuster nach Abscherung der direkt von Hand mit Keramikbrackets beklebten Zähne.....	66
Abbildung 30: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschienen „Additiv“ und Metallbrackets beklebt waren	68
Abbildung 31: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschienen „Additiv“ und Keramikbrackets beklebt waren.....	70
Abbildung 32: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschienen „Silikon“ und Metallbrackets beklebt waren	72
Abbildung 33: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschiene „Silikon“ und Keramikbrackets beklebt waren.....	74
Abbildung 34: Vergleich der Adhäsivreste am Zahn in [%] nach dem Abscheren der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode	77
Abbildung 35: Vergleich der Adhäsivreste am Zahn in [%] nach dem Abscheren der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode.....	79

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Materialliste.....	26
Tabelle 2: Mediane der Scherhaftkraft für die Klebverfahren und die Bracketmaterialien in MPa.....	58
Tabelle 3: Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung, alle Gruppen sind normalverteilt.....	59
Tabelle 4: Statistische Auswertung der Scherhaftfestigkeit der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode.....	60
Tabelle 5: Statistische Auswertung der Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode.....	61
Tabelle 6: Lineare Regression mit Effektstärke der Scherhaftfestigkeit.....	62
Tabelle 7: Bruchmuster und durchschnittlicher Verbleib der Adhäsivreste auf dem Zahn nach Abscherung der Brackets.....	75
Tabelle 8: Statistische Auswertung der Adhäsivreste der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode.....	78
Tabelle 9: Statistische Auswertung der Adhäsivreste der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode.....	79
Tabelle 10: Lineare Regression mit Effektstärke der Adhäsivreste	80

1 Einleitung

Das Gebiss kann sehr große Kräfte bis zu 300 N aufnehmen und ohne Schaden kompensieren. Dafür muss der Kraftvektor axial auf den Zahn treffen und die Belastung alternierend sein (Kelly 1994). Treffen jedoch Kräfte von 1–2 N seitlich in einer nicht physiologischen Art und Weise auf den Zahn und wirken über mehrere Stunden auf ihn ein, so kommt es im Parodontium und umliegenden Gewebe des Zahnes zu Resorptions- und Appositionsvorgängen, die eine kontrollierte Zahnbewegung überhaupt erst möglich machen (Harzer 2011). Dies wird bei der Korrektur von Zahnfehlstellungen mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen ausgenützt. Um die Kraft auf den Zahn zu übertragen, ist jedoch die korrekte Anbringung der Brackets an den Zähnen von großer Bedeutung.

1.1 Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM)

Die Digitalisierung spielt eine entscheidende Rolle in der heutigen Zeit und hat einen hohen Stellenwert in vielen Lebensbereichen. Die Möglichkeiten, die beispielsweise die direkte Herstellung von Inlays oder Kronen mit Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) eröffnet hat, beschleunigen die Behandlung signifikant, da häufig kein Umweg über ein zahntechnisches Labor mehr nötig ist, sondern viele Werkstücke in der Praxis direkt hergestellt werden können. CAD/CAM ermöglicht unter anderem effizientere Prozesse, Automatisierung und erhöhte Präzision. Eine 2023 durchgeführte Studie mit einem signifikanten Anteil an Kieferorthopäden ergab, dass über 50 % bereits ein CAD/CAM-Gerät an ihrem Arbeitsplatz zur Verfügung haben. Von den CAD/CAM-Nutzern waren über 70 % der Meinung, dass CAD/CAM wichtig ist, um die Anzahl der Patienten in der Zahnarztpraxis steigern zu können (Krastev et al. 2023).

Die CAD-Software wird für das Design und die Geometrie eines Objekts verwendet, während die CAM-Software für die Herstellung des eigentlichen Werkstücks benötigt wird. Die Fertigung kann entweder additiv oder subtraktiv erfolgen (Bilgin et al. 2016). Im Gegensatz zum schichtweisen Hinzufügen von Material im additiven 3D-Druck ist das subtraktive Verfahren kein „Druckverfahren“ im engeren Sinn, da hier Material von

einem festen Block abgetragen wird, um das gewünschte Objekt zu formen (Bilgin et al. 2016).

CAD/CAM-Systeme stehen bereits seit ca. 1980 im Zentrum des zahnmedizinischen Interesses (Miyazaki et al. 2009). Diese Technik bietet zahlreiche Vorteile gegenüber traditionellen Techniken. Dazu gehören unter anderem eine schnellere Fertigung als im zahntechnischen Labor, eine große Benutzerfreundlichkeit für den Behandelnden und die Verbesserung der Qualität, da die am Behandlungsstuhl hergestellten Werkstücke direkt beim Patienten eingesetzt und überprüft werden können (Davidowitz und Kotick 2011). Während die CAD/CAM-Technik sich in der Zahnmedizin im Bereich der Kronen- und Brückenherstellung schon seit Jahrzehnten großer Beliebtheit erfreut, fand sie in der Kieferorthopädie eher im Verborgenen Anwendung (Kieferorthopädische Interessengemeinschaft 2013). Dabei erleichtert diese fortschrittliche Technologie die Behandlung, vor allem bei komplexen Fällen (Lonc et al. 2016). Zudem zeigen Studien, dass die CAD/CAM-Technik qualitativ gleichwertige Alternativen zum herkömmlichen Vorgehen liefert (Garino und Garino 2005; El-Zanaty et al. 2010). Die CAD/CAM-Techniken wurden in den vergangenen Jahren immer weiterentwickelt. Heute kann nicht nur eine Vielzahl an unterschiedlichsten kieferorthopädischen Geräten mithilfe dieser Technologie hergestellt werden, sondern sie bietet auch bei der Diagnose und Therapieplanung entscheidende Vorteile (Al Mortadi et al. 2012).

Eine weitere Anwendung dieser Technologie dokumentierten Brown et al. (2015) beim Vergleich von direkt und indirekt geklebten Brackets. Bei der direkten Methode werden die Brackets von den Kieferorthopäden freihändig auf die Zähne der Patienten geklebt, bei der indirekten Methode erfolgt die Platzierung zunächst auf einem Gebissabguss. Dann werden die Brackets auf eine Schiene überführt, mit deren Hilfe die Brackets dann wiederum auf die Zähne übertragen und fixiert werden. In der Studie von Brown et al. (2015) zeigte sich, dass nicht nur die Behandlungsdauer insgesamt mit der indirekten Fixierung unter der Anwendung von CAD/CAM-Verfahren am geringsten war, sondern auch die Anzahl der Behandlungstermine war signifikant reduziert.

1.2 Multiband-Technik zur Korrektur von Zahnfehlstellungen

Mithilfe der Multiband-Technik (MB) mit Brackets und Bögen werden Zahnfehlstellungen korrigiert und eine optimale Zahnpositionierung im Kiefer erreicht. Im Vergleich zu abnehmbaren Geräten ermöglicht diese festsitzende Behandlungstechnik auch anspruchsvolle Bewegungen, wie das achsgerechte Schließen von Lücken, das Aufrichten von Molaren und das Einordnen von retinierten Zähnen.

Die Notwendigkeit der Zahnkorrektur mittels einer festsitzenden kieferorthopädischen Apparatur kann sich aus den folgenden Diagnosen ergeben: Zum einen kann eine fehlerhafte Ausrichtung der Zähne zu funktionellen Problemen führen, wie z. B. Schwierigkeiten beim Kauen und Sprechen. Durch die Zahnkorrektur mittels kieferorthopädischen Brackets und Bögen kann die Bissfunktion verbessert und das Risiko von Kiefergelenksproblemen verringert werden (Meyer et al. 2007). Weiterhin kann durch die Korrektur der Zahnposition das Erscheinungsbild des Lächelns und des Gesichts insgesamt verbessert werden (Kern 2014). Darüber hinaus kann eine Zahnfehlstellung das Risiko von Zahnerkrankungen erhöhen, denn unphysiologisch stehende Zähne sind schwerer zu reinigen und bieten mehr Nischen für Plaquebildung und Kariesentwicklung (Buckley 1981). Durch die Korrektur der Fehlstellung wird die Mundhygiene erleichtert und das Risiko von Karies und Zahnfleischerkrankungen verringert (Zhang et al. 2022).

1.2.1 Brackets

Grundvoraussetzung für den Behandlungserfolg ist die Planung der Zahnbewegung und die daraus abgeleitete Positionierung der Brackets. Die Behandlungspläne werden individuell abgestimmt, um eine optimale Korrektur der Zahnfehlstellung und ein stabiles Behandlungsergebnis zu erreichen. Durch regelmäßige Kontrollen und Anpassungen bzw. Austausch der Bögen können die Zähne allmählich in die gewünschte Position bewegt werden, um eine harmonische und funktionelle Okklusion zu erreichen. Somit stellt die Behandlung mit festsitzenden Apparaturen einen wichtigen Bestandteil der kieferorthopädischen Therapie dar (Papageorgiou et al. 2014).

Während der Behandlung kommt es jedoch oftmals zu einer unbeabsichtigten Ablösung eines Brackets (Bracketversagen), was zu einer Verlängerung der Behandlungs-

zeit und einer erhöhten Belastung für Patient und Behandler führt. Eine längere Behandlungsdauer kann wiederum das Risiko von Komplikationen erhöhen, wie beispielsweise irreversible Entkalkungen des Zahnschmelzes (Mandall et al. 2003).

1.2.2 Adhäsiver Haftverbund

Im Jahr 1955 präsentierte Buonocore als Erster die Säure-Ätz-Technik. Er entdeckte, dass Acrylatklebezemente auf Zahnschmelz eine gute klinische Haftfestigkeit erzielen können, wenn der Schmelz zuvor kurz mit Phosphorsäure behandelt wird (Buonocore 1955). In der Kieferorthopädie gilt heute die Bracketadhäsivtechnik in Verbindung mit der Schmelzätzung als Standardverfahren.

Zur temporären Befestigung von kieferorthopädischen Elementen (z. B. Brackets) werden sogenannte „Adhäsive“ eingesetzt. Dazu gehören unter anderem Komposite, Glasionomerzemente und Kompomere. Gegebenenfalls ist ein Primer/Conditioner erforderlich, um eine Haftverbindung herzustellen. Sowohl bei den Adhäsiven als auch den Brackets steht eine große Auswahl zur Verfügung. Der Behandler kann bei Brackets auf Metall, Keramik oder Kunststoff zurückgreifen. Der Verbund zwischen Adhäsiv und Bracket, ebenso wie zwischen Zahnschmelz und Adhäsiv, kann sowohl chemischer wie physikalischer Natur oder eine Kombination aus beidem sein. Dieser kraftschlüssige Verbund ist für den Behandlungserfolg essenziell und sollte sich über die Dauer der kieferorthopädischen Behandlung möglichst nicht lösen.

Trotzdem sollte sich genau dieser Verbund aber nach Ende der Behandlung, ohne bleibende Schäden am Zahn zu hinterlassen, von diesem mittels Zug- und/oder Scherbelastung entfernen lassen. Ein Mindestwert von 6 bis 8 MPa ist ausreichend, um den Erfolg der Therapie sicherzustellen (Reynolds und Fraunhofer 1976). In zahlreichen In-vitro-Studien wurde belegt, dass die durchschnittliche Verbundfestigkeit im Bereich von 8 bis 13 MPa liegt, was für den Einsatz in der klinischen Praxis geeignet ist (Bishara et al. 1999; Buyukyilmaz et al. 2003; Dandachli et al. 2011; Grubisa et al. 2004; Owens und Miller 2000; Rajagopal et al. 2004; Yamada et al. 2002). Eine Untersuchung, die die Haftfestigkeit, Rückstände von Adhäsiv und das Design von individuell hergestellten, direkt und indirekt mittels CAD/CAM geklebten Brackets verglich, fand heraus, dass alle mithilfe von CAD/CAM-Techniken hergestellten und indirekt geklebten Bracketssysteme eine Ablösungskraft aufwiesen, die höher oder ähnlich war wie die der konventionellen Bracketssysteme (Sha et al. 2018).

Hocevar und Vincent (1988) testeten bereits 1988 die beiden Methoden auf die Haftfestigkeit der Brackets und die Anfälligkeit der beiden Techniken (indirekt und direkt) in vivo und in vitro. Sie fanden keine signifikanten Festigkeitsunterschiede zwischen direkt und indirekten geklebten Brackets. Zudem brachen 44 % der direkten Bindungen vorwiegend an der Grenzfläche zwischen Bracket und Adhäsiv, 72 % der indirekten Bindungen vorwiegend an der Grenzfläche zwischen Schmelz und Adhäsiv. Es gab keinen Unterschied in der Haftfestigkeit zwischen denen, die am Schmelz versagten, und denen, die am Bracket versagten. Somit zeigte die indirekte Bindung eine ähnliche Bindungsstärke und ein Ablöseverhalten, bei dem weniger Komposit auf den Zähnen zurückblieb (Hocevar et al. 1988).

In einer In-vivo-Studie, welche die Versagensrate der Bindung von direkt und indirekt geklebten Brackets in klinischen Situationen untersuchte, stellte sich heraus, dass eher direkte Klebverfahren versagen als indirekte (Vijayakumar et al. 2014). Eine weitere Annahme ist, dass das Aushärtungslicht nicht vollständig durch die Übertragungsschienen dringt, was zu einer unzureichenden Aushärtung des lichthärtenden Haftvermittlers führt und zu einem Versagen der Bracketbindung führen kann. Moderne dualhärtende Haftvermittler werden aber sowohl durch Licht als auch chemisch ausgehärtet, wodurch der Lichtbedarf für die Aushärtung des Komposits reduziert wird. Ziel einer Studie an 51 Patienten von Goyal et al. (2022) war daher der Vergleich der Bracketversagensrate und der Haftfestigkeit zwischen dualhärtendem Komposit und lichthärtendem Komposit für die indirekte Bracketbefestigung. Die Haftvermittler wurden hinsichtlich ihrer Bracketversagensrate, des Haftvermittler-Rückstandsindex und der klinischen Haftfestigkeit in vivo verglichen. Es gab keinen statistisch signifikanten Unterschied in Bezug auf die klinische Haftfestigkeit zwischen den beiden Haftvermittlern. Sowohl lichthärtende als auch dualhärtende Haftvermittler können für indirekte Bonding-Verfahren verwendet werden (Goyal et al. 2022). Auch Demirovic et al. (2018) fanden keinen Unterschied in der Scherhaftung und Bracketüberlebensrate zwischen den Methoden. Zudem führten beide Methoden zu ähnlichen Adhäsivresten auf der Zahnoberfläche (Demirovic et al. 2018).

1.2.3 Aushärtung der Komposite

Die Aushärtung von Kompositmaterialien erfolgt durch Polymerisation nach Aktivierung durch ein Initiator-molekül. Durch die Bildung von Radikalen entstehen reaktive Methacrylatmonomere, welche dann in einer Kettenreaktion durch die Umwandlung von Kohlenstoff-Doppelbindungen in Einzelbindungen zu vernetzten Polymeren führen. Der Polymerisationsgrad gibt den Prozentsatz der Doppelbindungen an, die während der Aushärtung in einzelne Bindungen umgewandelt werden (Lutz et al. 1992).

Grundsätzlich gibt es zwei Möglichkeiten, diese Reaktionen in Gang zu setzen: zum einen die chemische Härtung und zum anderen die Lichthärtung (Janda 1988), wobei lichthärtende Materialien bevorzugt werden (Thormann und Lutz 1999). Die Vorteile der Lichthärtung liegen zum einen in der Möglichkeit, die Polymerisationszeit kontrollieren zu können, zum anderen in der einfacheren Entfernung von Überschussmaterial (Read 1984). Außerdem entfällt im Vergleich zur chemischen Härtung das Anmischen der Komponenten. Dadurch werden Dosierungsfehler vermieden und das Einmischen von Luft in das Kompositmaterial wird verhindert (Yearn 1985).

Bei der Lichthärtung wird üblicherweise ein Photoinitiator wie beispielsweise Kampferchinon und ein Diketon eingesetzt. Durch die Energie der Lichtquanten wird das Diketon angeregt und reagiert mit einem Reduktionsagent wie beispielsweise einem aliphatischen Amin. Dadurch entsteht ein angeregter Komplex, der in Radikale zerfällt und die Reaktion in Gang setzt. Dabei wird zur Anregung eine Wellenlänge des Lichts gewählt, die im Intensitätsmaximum des Photoinitiators liegt (Hellwig et al. 2013).

Auf dem Markt erhältliche Lichtgeräte lassen sich in zwei Kategorien einteilen: Direktgeräte und Geräte mit glasfaserhaltigen, flexiblen Lichtleitern. Direktgeräte bestehen aus einem starren Lichtleiter und einem Griff mit integrierter Lichtquelle. Sie sind robust und einfach zu handhaben. Die Direktgeräte besitzen heutzutage LED-Lampen und stabähnliche Gehäuse. Bei den flexiblen Lichtleitern können Glasfaserbrüche auftreten. Dadurch nimmt die Lichtmenge am Ausgangsfenster ab und eine vollständige Aushärtung der Komposite kann nicht mehr gewährleistet werden (Hellwig et al. 2013).

1.3 Vergleich von direkten und indirekten Adhäsiven

Brackets können sowohl direkt als auch indirekt geklebt werden. Nachfolgend werden die beiden Techniken kurz beschrieben. Die direkte Methode wird ausschließlich am Patienten durchgeführt und gliedert sich in folgende Schritte (Schopf 2008):

1. Reinigung der zu beklebenden Zahnfläche.
2. Konditionierung des Zahnschmelzes mit Phosphorsäure (35–50 %; Ätzel).
3. Abspülen des Ätzel und Trocknen der Oberfläche.
4. Aufbringen des Adhäsivsystems bzw. eines fluoridabgebenden Versiegelungsadhäsivs.
5. Aufbringen der Brackets bzw. Bänder mit Komposit.
6. Entfernung des überschüssigen Kunststoffes und Aushärtung.

Dann können die Bögen an den Brackets fixiert werden und somit ist die festsitzende kieferorthopädische Apparatur eingegliedert.

Beim indirekten Kleben teilen sich die Arbeitsschritte in jene, die am Patienten (Behandlungstuhl) durchgeführt werden, und in jene, die vorab im Labor getätigt werden. Die Einführung der indirekten Klebetechnik erfolgte bereits 1972 (Silverman et al. 1972). Der Ablauf der herkömmlichen, also nicht digitalen, Methode des indirekten Klebens startet mit der Alginatabformung der Zähne am Patienten, welche zeitnah im Labor in Gipsmodelle überführt wird. An diesen können komplexe Arbeitsschritte frei von Speichelfluss oder eingeschränkter Mundöffnung ohne Zeitdruck ausgeführt werden. Die direkte Sicht auf die Positionen der einzelnen Brackets erlaubt eine leichte Kontrolle. Die Transfermaske stellt dann eine exakte Übertragung in den Patientenmund sicher (Krey et al. 2011). Die vielfältige Einsatzweise ermöglicht es dem Kieferorthopäden nicht nur, präziser zu arbeiten, sondern erfordert auch weniger Zeit im Behandlungstuhl. Die indirekte Methode gliedert sich in folgende Schritte:

1. Herstellung eines Gipsmodells.
2. Einzeichnung der Zahnachsen und richtigen Position der Brackets auf dem trockenen Modell.
3. Fixierung der Brackets mittels leicht lösbarer Kleber (oft auf Zucker- oder Stärkebasis).
4. Überprüfung der Position der Brackets.
5. Herstellung der Übertragungsschienen mittels Silikon- oder Tiefziehtechnik.

- A) Silikon: Die platzierten Brackets werden mit einem weichbleibenden, durchsichtigen, einphasigen Silikon umspritzt (Doppelmischsystem).
 - B) Tiefziehtechnik: Die Bracketposition wird mittels Tiefziehtechnik und einer 0,75 mm starken Tiefziehfolie gesichert. Bei dieser Technik sollten stark unterschrittene Bereiche ausgeblockt werden.
6. Lösen der Übertragungsschiene mit den darin befestigten Brackets vom Modell.
 7. Adhäsivreste auf Brackets werden unter Wasser abgewaschen.
 8. Modifizierung der Übertragungsschiene:

Die Schiene wird zur Verhinderung eines Luftstaus gekürzt. Zusätzlich werden an den Höckerspitzen Löcher eingebracht, um das Abfließen überschüssigen Klebers zu ermöglichen. Außerdem können Einkerbungen am Zahnfleischsaum eingebracht werden, um die Übertragungsschiene beim Abziehen besser fassen zu können.
 9. Reinigung der Zähne bzw. zu beklebenden Flächen.
 10. Überprüfung der Übertragungsschiene vor dem Anätzen auf ihre Passgenauigkeit.
 11. Konditionierung des Zahnschmelzes mit Phosphorsäure, Abspülen des Ätzgels und Trocknen.
 12. Komposit auf die Brackets, Adhäsiv (Aktivierungsphase) auf die Zahnoberflächen aufbringen (chemisch härtendes System).
 13. Platzierung der Übertragungsschiene im Mund des Patienten, Adaptierung mit leichtem Druck.
 14. Alternativ lichthärtendes Adhäsiv und Lichthärtung im Mund.
 15. Entfernung der Transfermaske nach ca. 5 Minuten.
 16. Kontrolle der Brackets auf ihren Sitz, ihre Position sowie Adhäsivreste.

1.3.1 Vorteile des indirekten Klebens

Mit der Methode des indirekten Klebens von Brackets können mehrere Vorteile miteinander vereint werden: Die Präzision wird erhöht, da die Brackets in Ruhe digital oder am Modell positioniert werden können und nicht am Patienten. Dadurch wird die gewünschte Zahnkorrektur mit größerer Genauigkeit erreicht, was zu besseren Behandlungsergebnissen führt. Die Patienten verbringen zudem weniger Zeit im Behandlungsstuhl, was den Patientenkomfort erhöht. Dies ist von Vorteil besonders bei Kindern, bei denen meist die Zahnkorrekturen durchgeführt werden.

Die genauere Positionierung trägt zu einer verbesserten Hygiene und Ästhetik bei, da die Brackets präzise auf den Zähnen angebracht werden können. Dies vereinfacht es somit für Patienten, ihre Zähne während der Behandlung zu reinigen. Trotz der oben genannten Vorteile macht diese Methode bisher nur einen geringen Anteil an der Gesamtheit aus (Koo et al. 1999; Aboujaoude et al. 2022).

Der Hauptgrund, warum sich Behandler für die indirekte Klebemethode entscheiden, ist die Zeitersparnis beim Einsetzen der festsitzenden kieferorthopädischen Apparatur, da die Bracketpositionen im Voraus auf den Modellen geplant werden (Hoekstra-van Hout et al. 2024; Czolgosz et al. 2021). Somit kann der Kieferorthopäde die Brackets schnell und effizient auf die Zähne des Patienten übertragen. Obwohl die bereits beschriebenen Prozesse des indirekten Verklebens und der Herstellung der Übertragungsschienen zunächst mehr Zeit in Anspruch nehmen, können diese Schritte von weniger qualifizierten Mitarbeitern übernommen werden. Der Behandler muss lediglich das Ergebnis kontrollieren und gewinnt somit Zeit am Patienten.

1.3.2 Digitaler Workflow des indirekten Klebens

Obwohl das Konzept des indirekten Klebens schon lange existiert und einige Vorteile bietet, wird es doch von relativ wenigen Behandlern angewendet (Christensen und Cope 2018). Gründe hierfür könnten die höhere Komplexität, die Aufteilung der Arbeit in mehrere Sitzungen am Behandlungsstuhl und Arbeitsabläufe im Labor sowie personelle Gründe wie die Einbindung weiterer Mitarbeiter sein. Die aktuell verfügbare digitale Technik bietet hier, im Vergleich zur herkömmlichen Technik, mittlerweile Abhilfe. Diverse Hersteller bieten Geräte an (Intraoralscanner, 3D-Drucker und Software), mit der eine Vielzahl von kieferorthopädischen Behandlungsmitteln rein digital gefertigt werden können. Dieser rein digitale Workflow könnte für den Behandler das indirekte

Kleben interessanter machen, da es ein schnelleres, effizienteres Arbeiten bedeutet (Czolgosz et al. 2021) und der Behandler die Kontrolle über den Entwurfs- und Produktionsprozess behält. Ein weiteres Argument für das indirekte Kleben ist der Mangel an Assistenzpersonal (Guhl et al. 2023). Mit der „Auslagerung“ einiger Arbeitsschritte vom Behandlungsstuhl ins Labor kann die „assistenzintensive“ Zeit am Patienten effizienter genutzt werden.

Im digitalen Workflow werden entweder die Zähne direkt im Patientenmund gescannt oder über die herkömmliche Alginatabformung wird ein Gipsmodell erstellt, das wiederum gescannt werden kann. Das gescannte Modell/Kiefer steht nun digital zur Verfügung und kann in einer entsprechenden Software bearbeitet werden. So können beispielsweise Übertragungsschienen virtuell designt werden. Das fertige Design wird dann meist über eine weitere, dem Drucker zugehörige Software additiv gefertigt.

1.4 Herstellung der Übertragungsschienen

1.4.1 Konventionelle Herstellung

Für die Übertragung der Brackets auf die Zähne stehen mehrere Schienenmaterialien zur Verfügung. Es können Silikonschienen verwendet werden, bei denen das Trägermaterial über das Modell mit den fixierten Brackets gegossen wird. Bei der Tiefzieh-technik wird ein Kunststoff in einer Vakuumanlage über dem Modell ausgeformt. Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung von Vinyl-Polysiloxan, das auch anstelle von Alginat bei der Abformung des Gebisses Verwendung findet (Grünheid et al. 2016).

Um die einzelnen Übertragungsschienen untereinander zu vergleichen und zu überprüfen, ob das Material der Schienen einen Einfluss auf die Position der Brackets hat, untersuchten Castilla et al. (2014) auf Silikonbasis erzeugte Übertragungsschienen im Vergleich zu vakuumgeformten Übertragungsschienen. Es stellte sich heraus, dass die Übertragungsschienen auf Silikonbasis eine konstant hohe Genauigkeit beim Transfer der Brackets aufwiesen, während vakuumgeformte Schienen weniger genau waren, obwohl die Abweichungen recht gering waren (Castilla et al. 2014).

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Schmid et al. (2018). Nach Anbringen von Brackets an den Arbeitsmodellen wurden Übertragungsschienen aus Silikon sowie Doppelvakuumformen hergestellt. Mit diesen Übertragungsschienen der indirekten Methode wurden die Brackets auf die Patientenmodelle übertragen. Die Bracketpositionen wurden vor und nach dem Übertragen mit einem Intraoralscanner vermessen. Die Abweichungen zwischen der Bracketposition auf dem Arbeitsmodell und auf dem Patientenmodell wurden dann digital bestimmt. Auch hier wiesen die Übertragungsschienen aus Silikon im Durchschnitt in allen gemessenen Dimensionen am wenigsten Übertragungsunterschiede auf (Schmid et al. 2018).

1.4.2 Additive Fertigung und DLP-Drucker

In der Zahnmedizin wurde bis vor Kurzem der CAM-Prozess als Synonym für den subtraktiven Fertigungsprozess betrachtet. Es gibt jedoch alternative Möglichkeiten zur Umsetzung von CAD/CAM-Dateien: die additiven Fertigungsverfahren. Bei allen additiven Fertigungsverfahren wird das physische Objekt auf der Grundlage von 3D-Konstruktionsdaten durch mehrere dünne Materialschichten aufgebaut. Neben dem Begriff

„additives Verfahren“ werden häufig auch die Synonyme „generatives Verfahren“, „Rapid Prototyping“ und „3D-Druck“ verwendet (Kessler et al. 2020).

Nach der Erfindung der Stereolithography Apparatus Technology (SLA-Technik) vor ca. 30 Jahren entstanden viele neue Technologien auf Basis der Photopolymerisierung (Tian et al. 2021). Durch die Berücksichtigung verschiedener Musterbildungsprinzipien und der spezifischen Merkmale der Drucktechnologie wurden zahlreiche photopolymerisierende additive Fertigungsverfahren entwickelt. Neben der SLA-Technik etablierten sich die Digital Light Processing Technology (DLP-Technik), die Liquid Crystal Display Technology (LCD-Technik), die Continuous Liquid Interface Production Technology (CLIP-Technik) oder die Multi Jet Printing Technology (MJP-Technik) (Quan et al. 2020).

DLP-Drucker liefern hinsichtlich der Präzision signifikant bessere Ergebnisse als andere additive Fertigungsverfahren (Etemad-Shahidi et al. 2020; Tsolakis et al. 2022). Daher wird an dieser Stelle ausschließlich auf das auch in dieser Studie verwendete DLP-Verfahren eingegangen (Abbildung 1). DLP-Drucker bestehen aus zwei Hauptkomponenten: einer mit flüssigem Kunststoff gefüllten Materialwanne mit transparentem Boden (Abbildung 1 [8]) und einer Bauplattform (Abbildung 1 [4]). Die Bauplattform senkt sich schichtweise in die Wanne ab, um die Objekte in umgekehrter Position herzustellen (Abbildung 1 [1]).

Beim DLP-Verfahren kommt eine digitale Leinwand zum Einsatz, um ein Bild einer Schicht auf die gesamte Plattform zu projizieren, wodurch alle Punkte gleichzeitig ausgehärtet werden. Da der Projektor (siehe Abbildung 1 [5]) eine digitale Leinwand ist, besteht das Bild jeder Schicht aus quadratischen Pixeln, was zur Entstehung einer dreidimensionalen Schicht aus kleinen rechteckigen Blöcken führt, die als Voxel bezeichnet werden. Das Licht wird auf ein Digital Micromirror Device (DMD) geworfen, das aus winzigen Spiegeln besteht (siehe Abbildung 1 [6]) und auf einem Halbleiterchip in einer matrixförmigen Anordnung angebracht ist. Durch schnelles Umschalten dieser Spiegel zwischen Linsen, die das Licht (siehe Abbildung 1 [7]) auf den Tankboden oder einen Kühlkörper lenken, werden die Koordinaten jeder Schicht definiert, an denen der flüssige photosensitive Kunststoff (siehe Abbildung 1 [3]) aushärtet (Formlabs 2023).

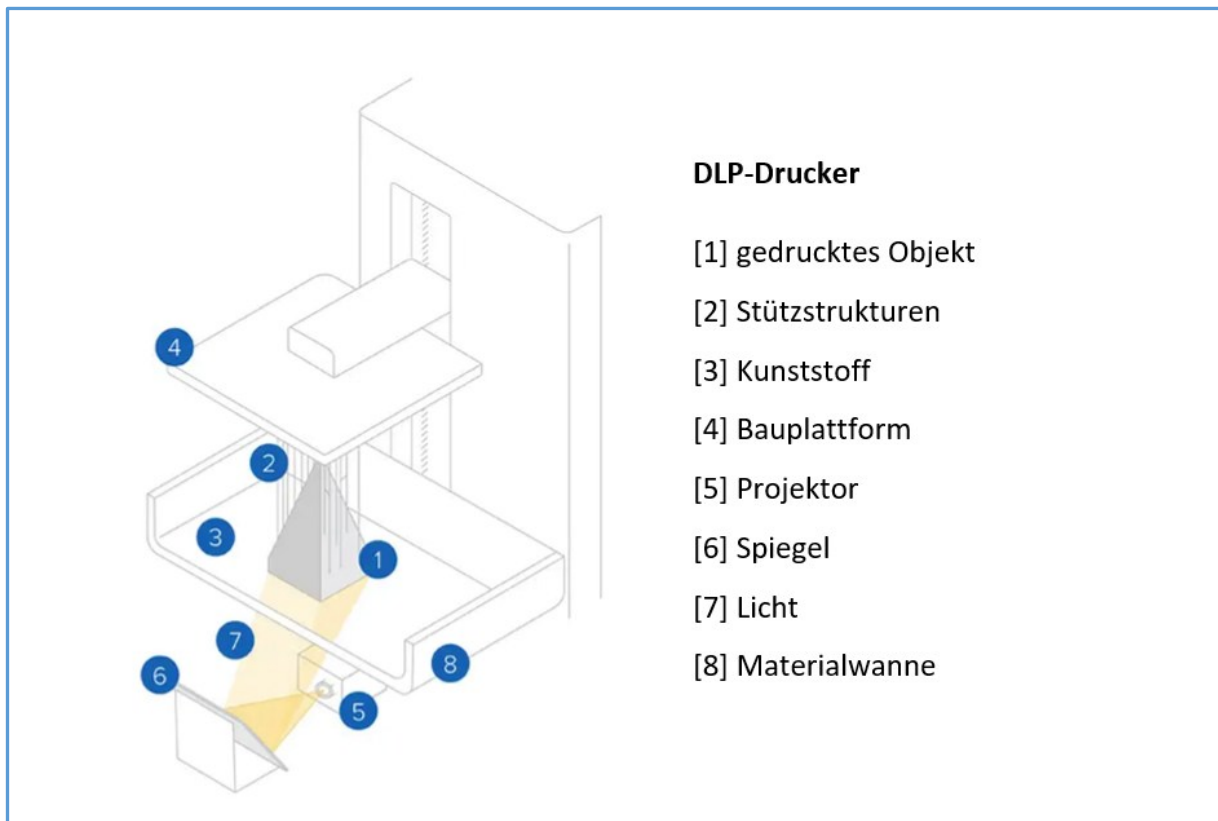


Abbildung 1: Schematische Zeichnung eines Digital-Light-Processing-Druckers (nach Formlabs 2023 verändert)

Der Digital-Light-Processing(DLP)-Drucker besteht aus zwei Hauptkomponenten: einer mit flüssigem Kunststoff gefüllten Materialwanne mit transparentem Boden [8] und einer Bauplattform [4]. Diese senkt sich schichtweise in die Wanne ab, um die Objekte in umgekehrter Position herzustellen [1]. Der Projektor [5] ist eine digitale Leinwand, somit besteht das Bild jeder Schicht aus quadratischen Pixeln, was zur Entstehung einer dreidimensionalen Schicht aus kleinen rechteckigen Blöcken führt, die als Voxel bezeichnet werden. Das Licht wird auf ein Digital Micromirror Device (DMD) aus winzigen Spiegeln geworfen [6], der auf einem Halbleiterchip in einer matrixförmigen Anordnung angebracht ist. Durch schnelles Umschalten dieser Spiegel zwischen Linsen, die das Licht [7] auf den Tankboden oder einen Kühlkörper lenken, werden die Koordinaten jeder Schicht definiert, an denen der flüssige photosensitive Kunststoff [3] aushärtet.

1.5 Ziel der Arbeit

In der Literatur gibt es viele Vergleiche zwischen Silikon und Tiefziehkunststoff als Trägerschienen für das indirekte Kleben von Brackets. Im Gegensatz dazu ist die Datenglage zu Übertragungsschienen, die im CAD/CAM-Verfahren hergestellt wurden, spärlich. Daher soll diese In-vitro-Studie an Rinderzähnen untersuchen, ob sich die mit unterschiedlichen Techniken beklebten Zähne hinsichtlich des Bruchmusters zwischen Zahn und Bracket bzw. den verbliebenen Adhäsivresten am Zahn und/oder der Scherhaftfestigkeit der aufgeklebten Brackets unterscheiden. Dazu sollten die Brackets entweder direkt von Hand, mithilfe einer Silikonschiene oder mithilfe einer Schiene aus einem CAD/CAM-Verfahren geklebt werden. Zudem soll untersucht werden, ob es dabei einen Unterschied zwischen Keramik- und Metallbrackets gibt.

Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt:

- Es gibt keinen Unterschied hinsichtlich des Haftverbundes von Brackets und Zahnschmelz in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Klebetechniken (direkt, indirekt Additiv, indirekt Silikon).
- Es gibt keinen Unterschied hinsichtlich des Haftverbundes von Brackets und Zahnschmelz in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Bracketmaterialien (Metall- bzw. Keramikbrackets).

2 Material und Methoden

2.1 Versuchsaufbau

120 Rinderzähne werden in 3 verschiedene Gruppen zu je 40 Zähnen unterteilt. Dabei werden in der ersten Gruppe die Zähne direkt von Hand mit Brackets beklebt – im Folgenden als „**direkt Hand**“ bezeichnet. In der zweiten Gruppe werden die Zähne indirekt mittels additiv gefertigter Übertragungsschienen beklebt und im weiteren Verlauf „**indirekt Additiv**“ benannt. In der letzten Gruppe werden die Zähne ebenfalls indirekt beklebt; jedoch mit einer handgefertigten Übertragungsschiene aus Silikon. Nachfolgend wird diese Gruppe als „**indirekt Silikon**“ bezeichnet. In den unterschiedlichen Gruppen werden 20 Zähne mit Keramikbrackets (discovery® pearl, Dentauro, Ispringen, Deutschland) und 20 mit Metallbrackets (discovery®, Dentauro) beklebt. Ein Flussdiagramm des Versuchsaufbaus ist in Abbildung 2 dargestellt.

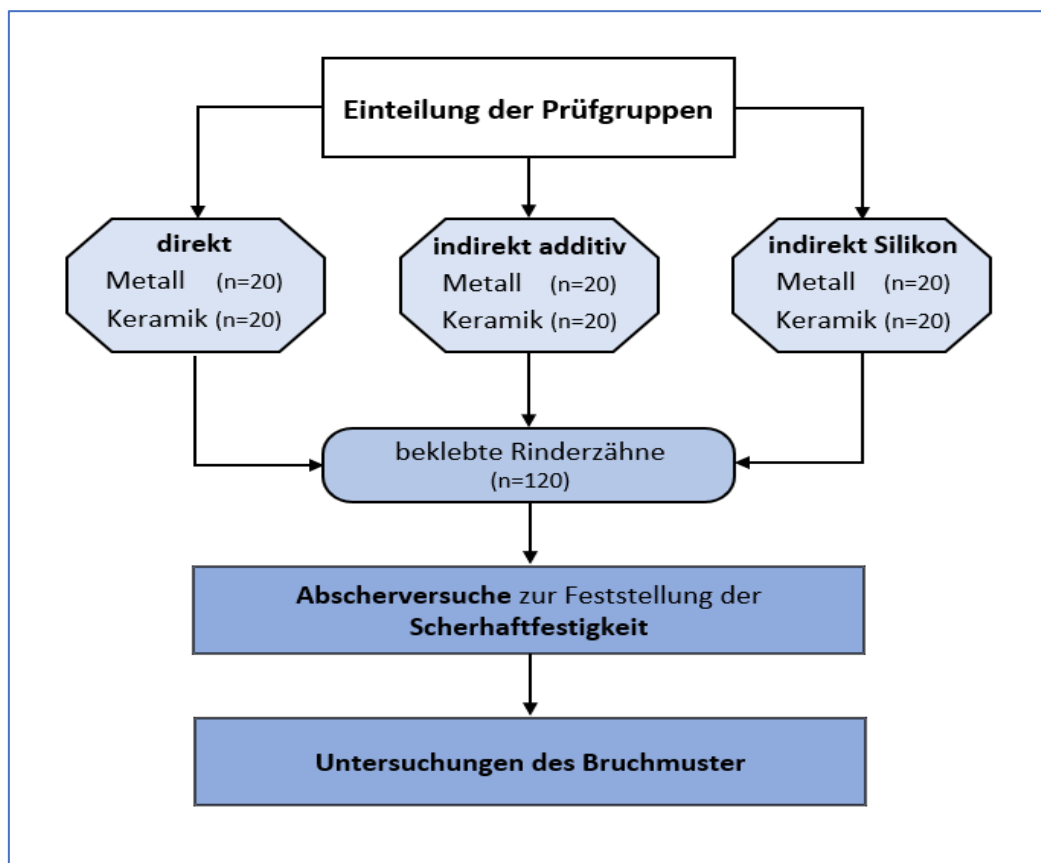


Abbildung 2: Einteilung der drei unterschiedlichen Prüfgruppen mit den verschiedenen Bracket- bzw. Klebearten

Metall und Keramik bzw. direkt, indirekt additiv und indirekt Silikon; n = Anzahl der Zähne im jeweiligen Versuchsarm.

Die Überprüfung des Verbundes zwischen Bracket, Adhäsiv und Zahnschmelz soll durch einen Scherversuch erfolgen. Dabei werden der Verbund bzw. die Haftfestigkeit als Scherhaftfestigkeit gemessen. Die in Kunststoff eingebetteten (Paladur®; nach DIN 13990-17) und beklebten Zähne sollen dazu in eine Universalprüfmaschine Zwick Z020 (ZwickRoell, Ulm, Deutschland) eingespannt und die darauf befindlichen Brackets mit konstanter Traversengeschwindigkeit von $1 \pm 0,1$ mm/min abgezogen werden. Die benötigte Kraft (Abscherkraft R_s [MPa]), um das Bracket vom Zahn abziehen, wird dabei aufgezeichnet. Die anschließende Probenanalyse zur Identifizierung des Bruchmusters wird mit dem Lichtmikroskop durchgeführt.

2.2 Material

2.2.1 Materialliste der Verbrauchsmaterialien

In Tabelle 1 sind die verwendeten Verbrauchsmaterialien aufgeführt.

Tabelle 1: Materialliste

Material	Hersteller	LOT
Paladur®	Kulzer	K010129; K010081
Rinderzähne (präpariert)	Rocholl	64366; 64611
Transbond™ XT	3M Unitek	KG6ZH
Freeprint® IBT (clear)	Detax	231005
Memosil® 2	Kulzer	K010202
DeTrey® Conditioner 36	Dentsply Sirona	2103000587
Discovery® Bracket (80 Stk.)	Dentaurum	493396
Discovery® pearl Bracket	Dentaurum	506646; 504415
Filament PETG	Prusa	295966
Grafitpulver	Kosmos	464769
Halamid	ECHA	87439524
Scanspray	Scantist 3D	2706891
Zahntechnischer Wachs- draht	Omnicent	L270755-7
Poliresin®	Hinrichs Dental GmbH Goslar, Deutschland	103801

2.2.2 Zähne

Zur Sicherstellung einer suffizienten Probenanzahl werden 120 kommerziell erhältliche Rinderzähne (Rocholl, Eschelbronn, Deutschland) in diesem Versuch verwendet (Abbildung 3).



Abbildung 3: Präparierter Rinderzahn

Als Zahnprüfkörper kommen ausschließlich durchgebrochene, permanente Unterkieferschneidezähne von Tieren im Alter zwischen 2 und 5 Jahren zur Anwendung. Die labiale Fläche der Zähne weist dabei eine sehr geringe Krümmung auf und ist somit ideal zur Beklebung mit konfektionierten Brackets. Die vorgesehene Klebefläche soll keine sichtbaren Schmelzdefekte, Riefen oder Vertiefungen aufweisen. Die Zähne werden, von der Firma Rocholl, nach der Extraktion gemäß veterinäramtlicher Vorschrift 2 Stunden lang in 1-prozentiges Venno Vet Super, ein saures, viruzides Desinfektionsmittel, eingelegt. Anschließend werden das Zahnfleisch, der Nerv und die Wurzel entfernt. Danach werden die Zähne mit klarem Leitungswasser gespült und in diesem eingelagert.

Nach der Auslieferung werden die Rinderzähne für eine Woche in einer bakteriostatischen 0,5-prozentigen Chloramin-T-Lösung (Natrium-*N*-Chlor-4-Methylbenzolsulfonamid) bei Raumtemperatur 23 ± 2 °C gelagert. Daraufhin werden diese in Wasser nach DIN ISO 3696, Qualitätsgrad 3, im Kühlschrank bei 4 ± 2 °C aufbewahrt.

2.2.3 Brackets

Es werden herkömmliche discovery® Metallbrackets sowie discovery® pearl Keramikbrackets der Firma Dentaureum (Ispringen, Deutschland) verwendet (Abbildung 4).



Abbildung 4: Discovery® Metallbracket der Firma Dentaureum (© Dentaureum 2023) links und discovery® pearl Keramikbrackets der Firma Dentaureum (© Dentaureum 2023) rechts

Alle verwendeten Brackets sind vom Hersteller für den Zahn 11 ausgewiesen und weisen die geringste Krümmung der Bracketbasis auf. Somit eignen sich diese für die flachen Rinderzähne am besten. Die Fläche der Bracketbasis beträgt laut Herstellerangaben für die Metallbrackets 13,12 mm² und für die Keramikbrackets 12 mm².

Auf 60 Zähne werden Metallbrackets (discovery® Metallbracket für Zahn 11) nach dem folgenden Muster geklebt:

- 20 Brackets nach direkter Methode per Hand,
- 20 Brackets mit der indirekten Methode mit einer mittels Memosil® 2 der Firma Kulzer hergestellten Silikonübertragungsschiene,
- 20 Brackets mit der indirekten Methode und einer digital im additiven Verfahren erstellten Übertragungsschiene.

Nach dem gleichen Muster werden 60 weitere Zähne mit Keramikbrackets beklebt (discovery® pearl Keramikbracket für Zahn 11).

2.2.4 Übertragungsschienen

2.2.4.1 Additiv gefertigte Schiene

Die Übertragungsschienen aus der additiven Fertigung werden mit dem Material Freeprint® IBT der Firma Detax (Ettlingen, Deutschland) gedruckt. Dies ist ein lichthärtender, biokompatibler Kunststoff, der extra zum Druck von Übertragungsschienen entwickelt wurde. Er weist die hierfür nötigen Parameter auf und kombiniert die Dimensionstreu mit der Stabilität und der nötigen Verformbarkeit. Durch die Transparenz kann später die Lichthärtung des Adhäsivs direkt durch die Übertragungsschiene hindurch erfolgen (Abbildung 5).

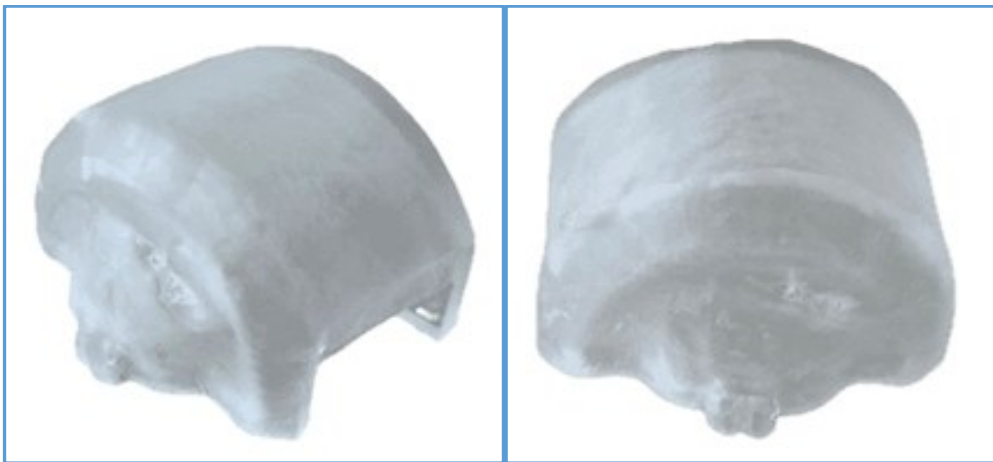


Abbildung 5: Fertige Bracketübertragungsschiene aus Freeprint® IBT

2.2.4.2 Silikonschiene

Die Übertragungsschienen aus Silikon werden mittels des zweiphasigen, transparenten A-Silikons Memosil® 2 der Firma Kulzer (Hanau, Deutschland) angefertigt. Aufgrund der Transparenz des Silikons kann die Lichthärtung des Adhäsivs wie bei den additiv gefertigten Schienen durch die Übertragungsschiene hindurch erfolgen. Dabei stört die bläuliche Färbung nicht (Abbildung 6).



Abbildung 6: Mit Memosil® 2 gefertigte Bracketübertragungsschiene

2.2.5 Bracketadhäsiv Transbond™ XT

Transbond™ XT (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) ist ein lichthärtendes adhäsives Komposit, das entwickelt wurde, um Brackets sicher auf den Zähnen zu befestigen. Es besteht aus einer Mischung von Kunststoffharzen, Füllstoffen und anderen Zusatzstoffen, die eine gute Haftung an den Zähnen gewährleisten. Durch die Belichtung wird das Material fest und bildet eine starke Verbindung zwischen dem Bracket und dem Zahnschmelz.

Das Transbond™-XT-System umfasst 2 Komponenten: den Primer, der auf den Zahn, und das lichthärtende Adhäsiv, das auf das Bracket aufgetragen wird. Der Primer bereitet die Zahnoberfläche vor und verbessert die Haftung des adhäsiven Klebers (Abbildung 7).

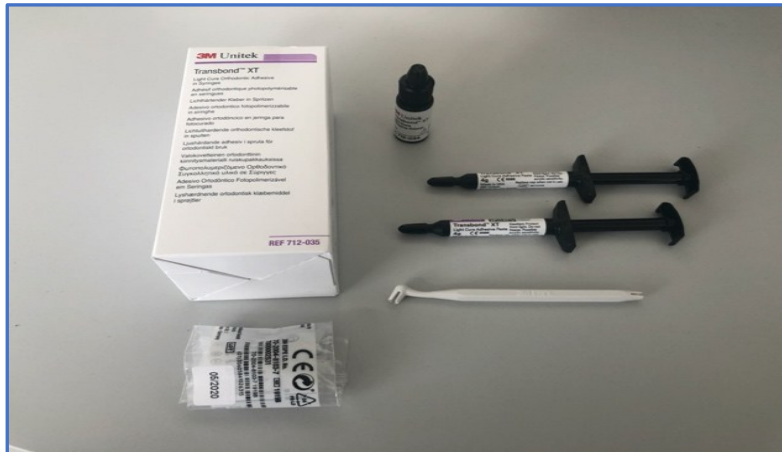


Abbildung 7: Transbond™ XT der Firma 3M Unitek

2.3 Methoden

2.3.1 Herstellung der Einbettvorrichtung

Die Einbettvorrichtung wird im 3D-Druckverfahren aus mit Glykol modifiziertem Polyethylenterephthalat-Material (PETG) hergestellt. Um die Einbettung der Zähne nach DIN-Norm (DIN 13990:2017-04) zu gewährleisten, wird mittels der Software Autodesk Fusion 360 (Dublin, Irland) eine Einbettvorrichtung, bestehend aus Bodenplatte und Außenring, exakt nach den Maßen der DIN-Norm hergestellt (Abbildung 8) und mit dem 3D-Drucker Prusa i3 MK3 (Prusa, Prag, Tschechische Republik) gedruckt. Die Höhe der Einbettvorrichtung beträgt 2,5 cm, der Gesamtdurchmesser 4 cm und der Innendurchmesser 3 cm.

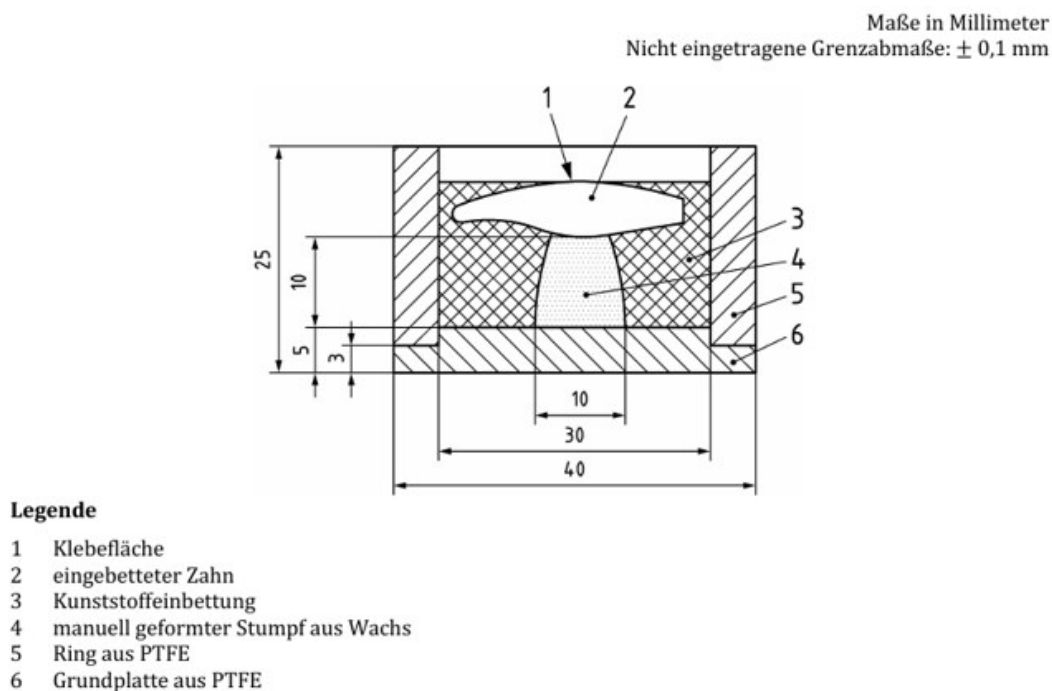


Abbildung 8: Vorrichtung zum Einbetten der Zähne

Aus DIN 13990:2017-04.

Dieser Drucker verwendet ein FDM-Verfahren, das den 3D-Druck von thermoplastischen Materialien ermöglicht. Er ist ein kartesischer 3D-Drucker, der Bewegungsachsen in X- und Y-Richtung sowie auf der Z-Achse hat. Ein Extruder, der an einem beweglichen Kopf angebracht ist, führt die Druckkopfbewegungen aus. Der Extruder beheizt das thermoplastische Material auf 220 bis 250 °C, bewegt sich dann langsam

über das Druckbett und baut somit die vorher digital konstruierte Einbettvorrichtung Schicht für Schicht auf. Vier gedruckte Einbettvorrichtungen, bestehend aus Bodenplatte und Ring, sind in Abbildung 9 dargestellt.

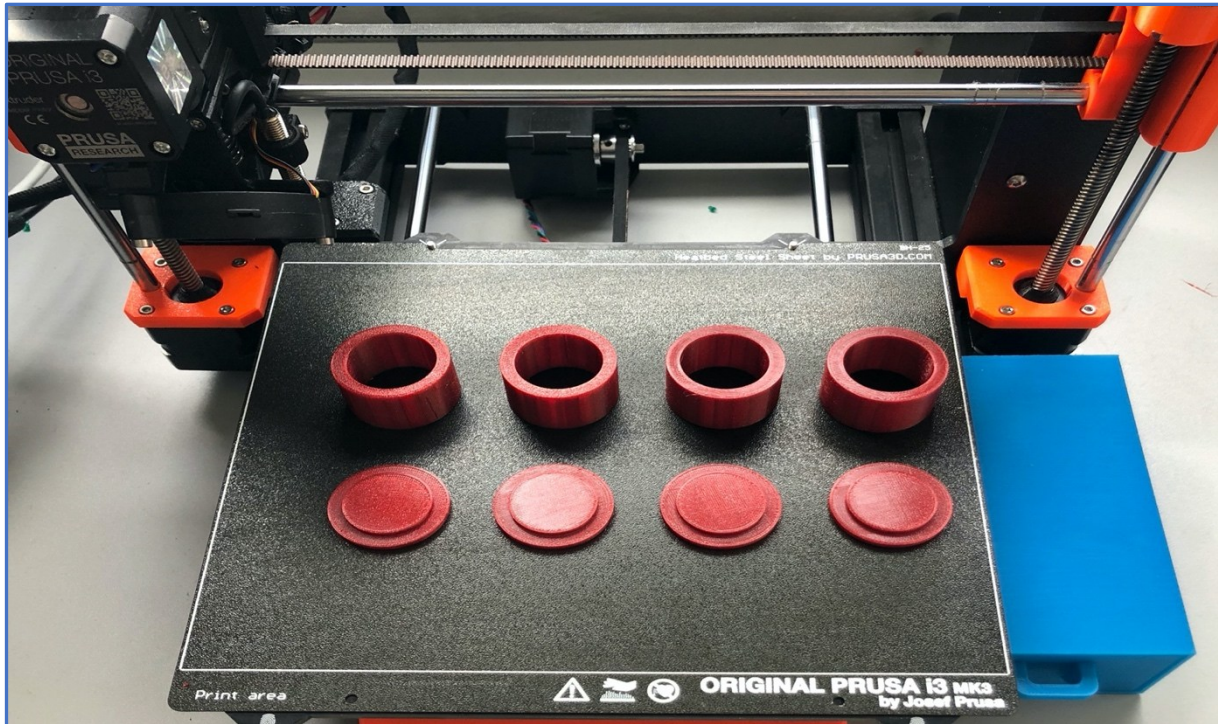


Abbildung 9: Mit dem Prusa i3 MK3 gedruckte Einbettvorrichtung (Bodenplatte und Ring) aus PETG-Material, noch auf der Druckplattform befindlich

2.3.2 Einbettung der Zähne

Auf der Bodenplatte der Einbettvorrichtung aus PETG wird ein manuell geformter Kegelstumpf aus zahntechnischem Wachsdraht (Omnident, Rodgau Nieder-Roden, Deutschland) mit einem Basisdurchmesser von 10 mm zentrisch platziert (Abbildung 10a). Der gesäuberte und getrocknete Zahn wird auf diesem Kegelstumpf so platziert, dass die für die Beklebung vorgesehene labiale Schmelzfläche parallel zur Bodenplatte ausgerichtet ist (Abbildung 10b).

Danach wird der PETG-Ring auf die Grundplatte gesetzt und mit dem nach den Herstellerangaben angerührten farblosen Kunststoff Paladur® (Kulzer, Hanau, Deutschland) aufgefüllt, sodass nur noch die zu beklebende labiale Fläche über der gegosse-

nen Kunststofffläche liegt (Abbildung 10c). Dann wird die Einbettvorrichtung für 15 Minuten in einen Drucktopf mit Wasser bei 2 bar Druck und einer Temperatur von 40 °C verbracht. Um einem Aufschwimmen der Proben entgegenzuwirken, werden diese mit einer Metallplatte beschwert. Abbildung 10d zeigt den in Kunststoff eingebetteten Zahn.

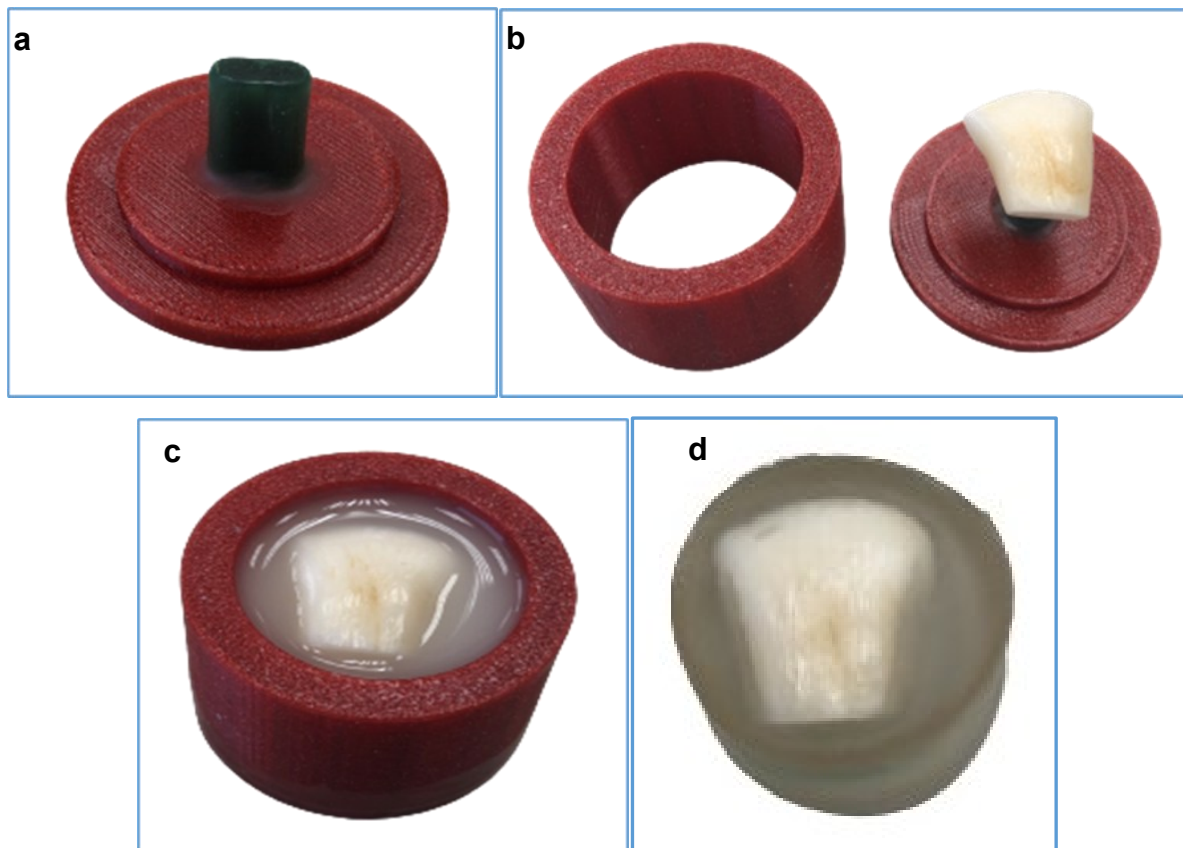


Abbildung 10: Einzelschritte der Einbettung des Rinderzahns in die Einbettvorrichtung

a: Stumpf aus zahntechnischem Wachs (schwarz) auf Bodenplatte der Einbettvorrichtung, die mittels 3D-Druck aus PETG hergestellt wurde; b: platzierter Rinderzahn auf Stumpf aus zahntechnischem Wachs, auf der Bodenplatte der Einbettvorrichtung mit daneben befindlichem PETG-Ring; c: zusammengefügte Einbettvorrichtung aus PETG-Material, darin befindlich der in Paladur® (Kulzer, Hanau) eingebettete Zahn; d: bearbeiteter, eingebetteter Zahn nach Inkubation für 15 min bei 40 °C bei 2 bar in einem Drucktopf mit Wasser nach Entfernung der Einbettvorrichtung.

Nach Aushärtung des Kunststoffs wird die Einbettvorrichtung dem Drucktopf entnommen und die Kunststofffronde mit dem eingebetteten Zahn aus dem PETG-Ring entfernt. Der Rand des Kunststoffzylinders wird mittels einer zahntechnischen Fräse so bearbeitet, dass später der Zugscherbügel problemlos am Zahnschmelz anliegen

kann. Die eingebetteten Zähne werden bis zur Scherhaftfestigkeitsprüfung in Wasser der Qualität 3 (DIN ISO 3696) bei Raumtemperatur (RT) gelagert.

2.3.3 Herstellung der Übertragungsschienen

2.3.3.1 Scannen der eingebetteten Zähne

Zur Herstellung der additiv gefertigten Übertragungsschiene werden die eingebetteten Prüfkörper mittels eines Streifenlichtscanners (D2000, 3 Shape, Kopenhagen, Dänemark) gescannt. Dieser ermöglicht eine präzise dreidimensionale Vermessung von Objekten, indem eine Lichtquelle periodisch variierende Streifenmuster auf die Oberfläche projiziert. Diese Muster werden von einer Kamera erfasst. Durch die Auswertung der Phasenverschiebung der Streifen ist es möglich, die Form und Topografie der Prüfkörper mit hoher Genauigkeit digital zu rekonstruieren.

Für die Scans werden die Prüfkörper in einer Halterung positioniert, die eine stabile und reproduzierbare Aufnahme gewährleistet. Falls die glatte und glänzende Oberflächenbeschaffenheit der Prüfkörper zu Schwierigkeiten bei der Erfassung des Streifenmusters führt, wird bei den betroffenen Prüfkörpern die Oberfläche mit einem Scanspray (Scantist, Scanningspray Vertriebs GmbH, Recklinghausen, Deutschland) behandelt, um die Reflexionseigenschaften zu verringern. Das Scanspray bildet eine gleichmäßige, matte Beschichtung, die eine bessere Streifenmustererfassung ermöglicht, ohne den später gescannten Zahn zu verfälschen. Die Ergebnisse der Scans werden anschließend digital weiterverarbeitet.

2.3.3.2 Übertragungsschiene additiv gefertigt

Die additiv gefertigte Übertragungsschiene wird mit der Software OnyxCeph^{3TM} designt (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) und besteht aus dem Kunststoff Freeprint[®] IBT. Gedruckt wird diese mit dem D30-II-Drucker von Rapid Shape (Heimsheim, Deutschland).

Für die Erstellung der Übertragungsschiene werden die Dateien mit der Information der gescannten Zähne im Modul *FA-Bonding 3D* geöffnet. Danach werden an den Zähnen die Zahnmitten markiert, um später die Brackets exakt positionieren zu können. Für den nächsten Schritt, die Bracketpositionierung, steht eine digitale Bracketbibliothek mit allen namhaften Brackettypen zur Verfügung. Nach Auswahl der jeweiligen Bracketversion werden die Brackets automatisch anhand der zuvor festgelegten

Zahnmitten ausgerichtet und positioniert. Ein manuelles Nachkorrigieren ist möglich und ist auch häufig noch notwendig.

Danach erfolgt das Design der Übertragungsschiene mit dem Modul *Bonding Trays 3D*. Damit kann die Schiene in sämtlichen Dimensionen verändert und bearbeitet werden, von der Dicke des Materials über die Ausdehnung und Fassung der Brackets. Beim Design der Schiene müssen die einzelnen Parameter so gewählt werden, dass das Bracket reproduzierbar in der Übertragungsschiene positioniert werden kann und sich nach dem Klebevorgang spannungsfrei aus dieser lösen lässt (Abbildung 11).

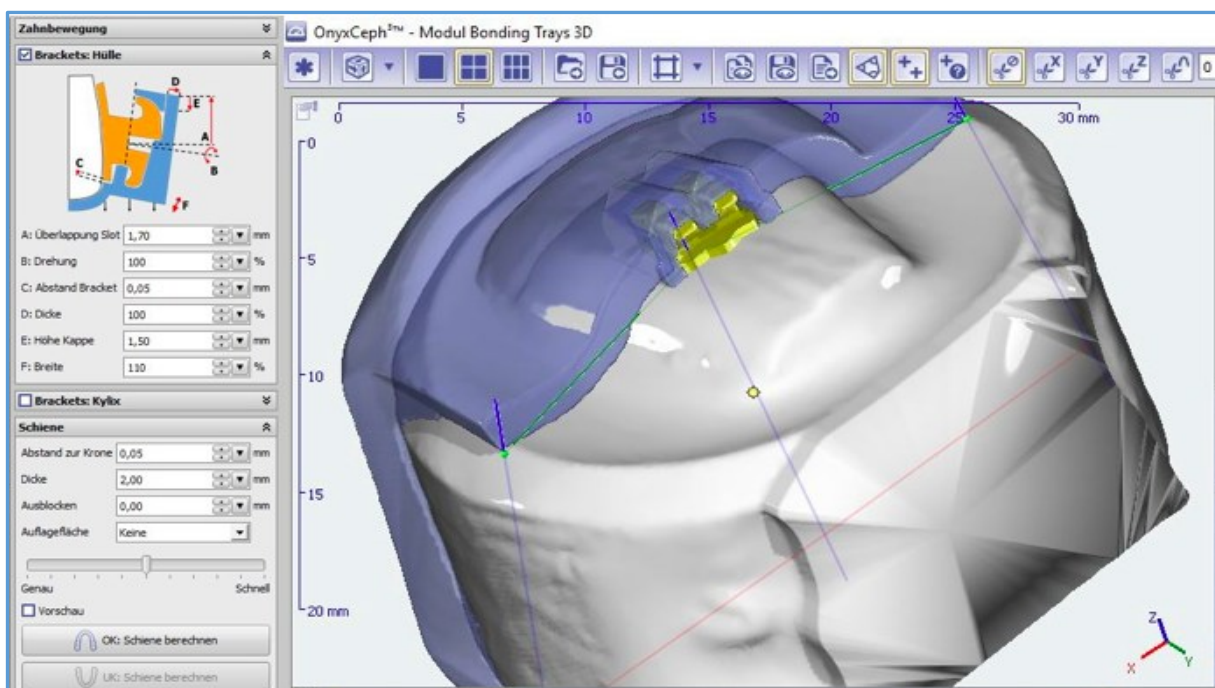


Abbildung 11: Screenshot der in OnyxCeph^{3D} designen Übertragungsschiene

Links die gewählten Parameter für den Bracketslot; weißer Block: gescannter Rinderzahn im Einbettungsblock; gelb: Bracket, Position wird von der Software automatisch gesetzt; blau: berechnete Übertragungsschiene.

Das für diesen Zweck korrekte Design der Schiene wird durch Tests vor dem Beginn der eigentlichen Studie ermittelt und optimiert. Damit kann sichergestellt werden, dass die Schienen den Prüfkörper weder zu fest umschließen noch zu locker auf ihm sitzen. Die Übertragungsschiene überspannt in etwa die Hälfte des Kunststoffzylinders mit dem inzisalen Bereich des eingebetteten Zahns (Abbildung 12). Nach Abschluss der digitalen Konstruktion der Schiene wird die digitale Information zum Drucken in die Drucksoftware von Rapid Shape überführt.

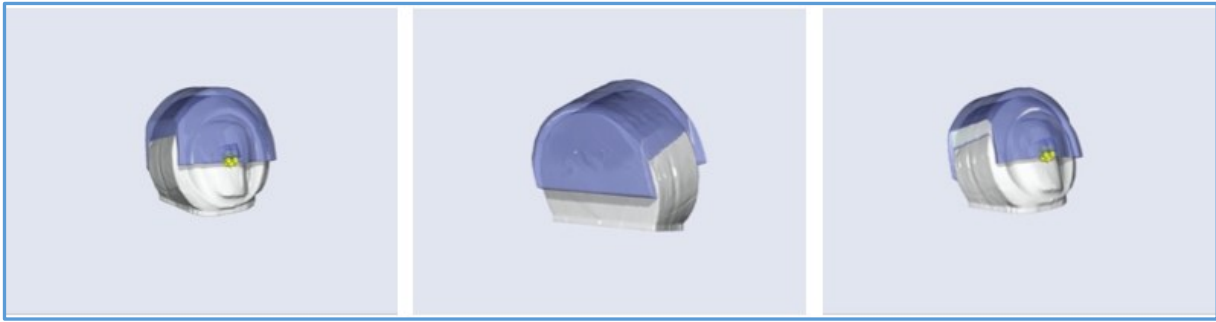


Abbildung 12: Screenshots der in OnyxCeph^{3™} designten Übertragungsschiene aus unterschiedlichen Perspektiven

Links: Frontalansicht des Prüfkörpers mit eingebettetem Zahn; Mitte: Rückansicht, an dieser Seite befindet sich die Bodenplatte der Einbettungsvorrichtung; rechts: seitliche Ansicht.

Die fertig konstruierte Schiene wird im Anschluss in der Software von Rapid Shape für den Druck vorbereitet. Hierbei wird auf die exakte Ausrichtung geachtet und darauf, dass genügend Drucksupports hinzugefügt wurden (Abbildung 13 blaue Stifte). Die Ausrichtung stellt sicher, dass keine Unterschnitte bzw. zu steile Neigungswinkel vorhanden sind. Die Drucksupports werden benötigt, um die Schiene stabil auf der Druckplattform zu verankern. Die Übertragungsschienen werden hierfür in einem Neigungswinkel von 15° platziert (Abbildung 13 graue Struktur). Zudem wird eine separate Druckplattform hinzugefügt, worauf die Stützungsstrukturen verankert sind (Abbildung 13 gelbe Struktur). Anschließend können die so digital platzierten Schienen vom 3D-Drucker produziert werden.

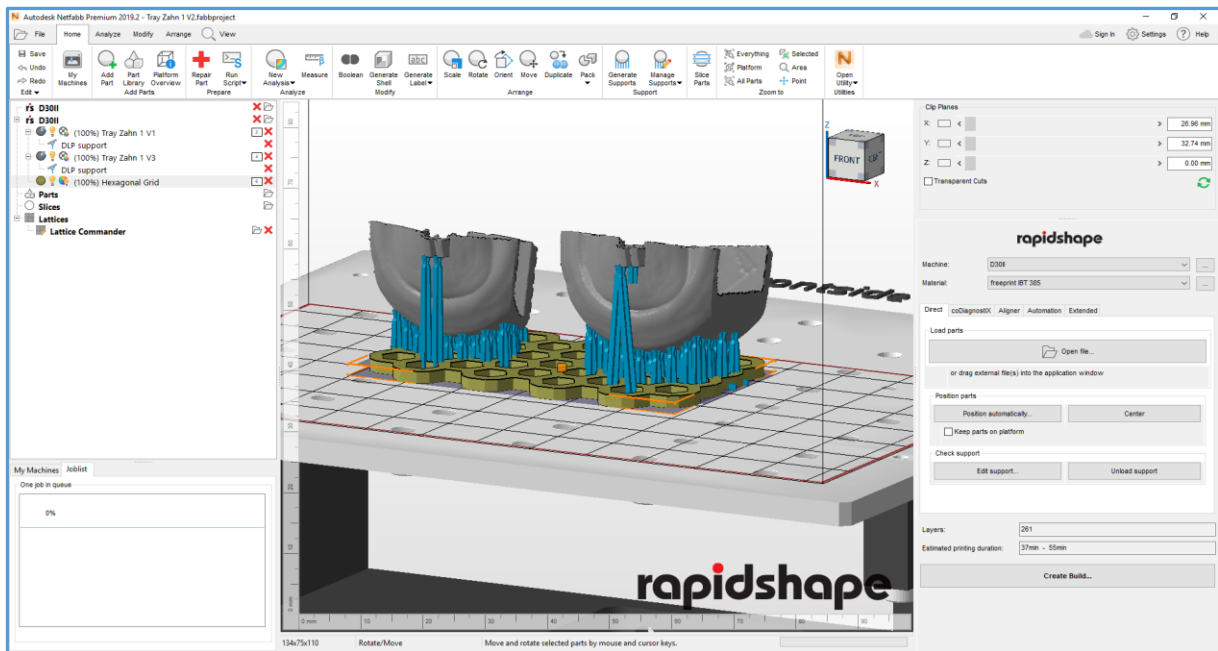


Abbildung 13: Screenshot der Rapid-Shape-Software, für den Druck vorbereitete Übertragungs-schienen auf Druckplattform mit Drucksupports

Der DLP-Drucker (Abbildung 14) besteht aus zwei Hauptkomponenten: einer mit flüssigem Kunststoff gefüllten Materialwanne mit transparentem Boden (Abbildung 15 [8]) und einer Bauplattform (Abbildung 15 [4]). Die Bauplattform senkt sich schichtweise in die Wanne ab, um die Objekte (Abbildung 15 [1]) in umgekehrter Position herzustellen.



Abbildung 14: Geschlossener (links) und geöffneter (rechts) Rapid-Shape-3D-Drucker D30 II

Beim DLP-Verfahren kommt eine digitale Leinwand zum Einsatz, um ein Bild einer Schicht auf die gesamte Plattform zu projizieren, wodurch alle Punkte gleichzeitig ausgehärtet werden. Das Licht wird auf ein Digital Micromirror Device (DMD) geworfen, das aus winzigen Spiegeln (Abbildung 15 [6]) besteht und auf einem Halbleiterchip in einer matrixförmigen Anordnung angebracht ist. Durch schnelles Umschalten dieser winzigen Spiegel zwischen Linsen, die das Licht einer Wellenlänge von 385 nm (Abbildung 15 [7]) auf den Tankboden oder einen Kühlkörper lenken, werden die Koordinaten jeder Schicht definiert, an denen der flüssige, photosensitive Kunststoff, in diesem Versuch Freeprint® IBT (Detax, Ettlingen, Deutschland) (Abbildung 15 [3]), aushärtet. Da der Projektor (Abbildung 15) eine digitale Leinwand ist, besteht das Bild jeder Schicht aus quadratischen Pixeln, was zur Entstehung einer dreidimensionalen Schicht aus kleinen rechteckigen Blöcken führt. Nach Beendigung des Drucks und

dem damit verbundenen Hochfahren der Plattform und einer Abtropfzeit von 10 Minuten kann das Werkstück entnommen werden.

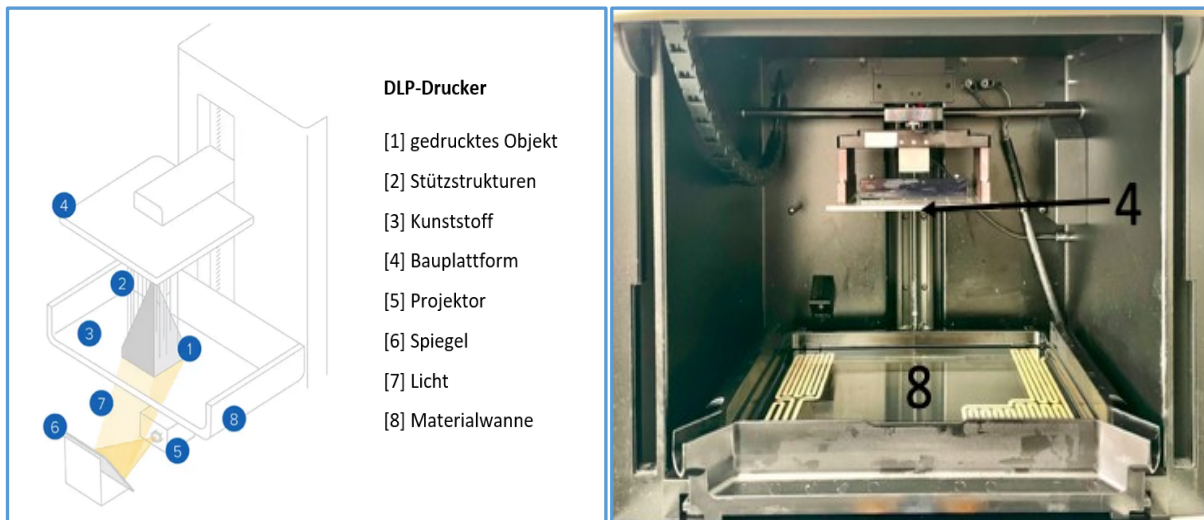


Abbildung 15: Schematische Zeichnung eines DLP-Druckers mit Legende und geöffneter Drucker Rapid Shape D30 II mit Bauplattform und darunter befindlicher Materialwanne

Nach dem Druck werden die Übertragungsschienen gereinigt. Zur Vorreinigung der fertig gedruckten Schienen werden sie von der Druckplattform entfernt und danach in einem separaten Gefäß mit Isopropanol (Reinheit $\geq 98\%$) für 3 Minuten im Ultraschallbad (Proclean 10.0M ECO; Ulsonix® Berlin, Deutschland) behandelt. Anschließend werden die Teile mit Druckluft vorsichtig gereinigt und die Drucksupports entfernt. Die Hauptreinigung erfolgt in einem weiteren Gefäß mit frischem Isopropanol (Reinheit $\geq 98\%$), ebenfalls für 3 Minuten im Ultraschallbad. Die sich anschließende Nachbelichtung wird im Xenonblitzlichtgerät (Otoflash G171; Voco Cuxhaven, Deutschland) mit dreimal 2000 Blitzten unter Schutzgasatmosphäre (Stickstoff) durchgeführt. Zwischen den einzelnen Durchläufen werden die Übertragungsschienen gewendet. Nach der Nachbelichtung werden die Schienen ein letztes Mal kurz ($< 30\text{ s}$) mit sauberem Isopropanol (Reinheit $\geq 98\%$) gereinigt und mit Druckluft abgeblasen. Danach können sie zum Kleben der Brackets verwendet werden.

2.3.3.3 Übertragungsschiene aus Silikon

Um die korrekte Position der Brackets zu bestimmen, werden zunächst die Zahnachse sowie die Mitte auf dem getrockneten, eingebetteten Zahn markiert. Anschließend werden die Brackets unter Verwendung eines leicht ablösbaren, handelsüblichen Klebstoffs (UHU® Alleskleber (lösungsmittelfrei); Bolton Adhesives, Rotterdam, Niederlande) auf diesem fixiert. Die platzierten Brackets werden dann mit dem weichbleibenden, durchsichtigen Silikon umspritzt (siehe Abbildung 6, Seite 30).

Nach dem Aushärten (2:30 min) kann die Übertragungsschiene mit dem Bracket zusammen vom Zahn gelöst werden. Klebereste, die sich noch auf Brackets oder Zähnen befinden, können unter Wasser abgewaschen oder einfach abgezogen werden. Danach können die Bracketübertragungsschienen zum Kleben der Brackets verwendet werden.

2.4 Bekleben der Zähne mit Brackets

Das Bekleben der Zähne findet mit drei unterschiedlichen Methoden statt: im direkten Verfahren von Hand, mit den im additiven Verfahren hergestellten Schienen und mit den Bracketübertragungsschienen aus Silikon.

2.4.1 Behandlung der Schmelzoberflächen (Schmelz-Ätz-Technik)

Bevor die Zähne mittels Schmelz-Ätz-Technik (SÄT) konditioniert und mit den dafür vorgesehenen Brackets beklebt werden können, müssen diese einer gründlichen Reinigung unterzogen werden, um etwaige Verunreinigungen, die das Ergebnis beeinträchtigen könnten, zu eliminieren.

Die Reinigung der Zähne bzw. zu beklebenden Flächen erfolgt mit einer rotierenden Leinenschwabbel (Drehzahl 3000 U/min; Polirapid Singen, Deutschland) und mittels mit Wasser angerührtem Poliermittel (Mischungsverhältnis 50 g Poliresin® auf 40 g Wasser). Dabei wird mit Wasser angerührtes Poliermittel auf der Zahnschmelzfläche aufgetragen und diese mit einer Leinenschwabbel in mesio-distaler Richtung für 3 Sekunden gereinigt. Danach wird das Vorgehen in okklusal-gingivaler Richtung wiederholt. Nach der Reinigung werden alle Zähne mit der gleichen SÄT vorbehandelt. Dafür wird der Zahnschmelz 30 Sekunden lang mit dem Ätzgel (DeTrey® Conditioner 36; Dentsply; Sirona, Bensheim, Deutschland, einer 36-prozentigen Orthophosphorsäure)

geätzt. Dann wird das Gel mit Wasser abgespült und die Oberflächen werden mit ölfreier Luft getrocknet. Das Ätzmuster wird dann einer visuellen Qualitätskontrolle unterzogen, bevor das Bekleben der Zähne mit den Brackets erfolgen kann.

2.4.2 Kleben der Brackets

Alle Brackets, sowohl Metall als auch Keramik, werden mit dem gleichen lichthärtenden Adhäsiv Transbond™ XT, bestehend aus Primer und Adhäsiv, entsprechend den Herstellerangaben auf die Zähne geklebt. Der Primer wird auf die geätzte Zahnoberfläche mit einem Pinsel dünn aufgetragen, das Adhäsiv wird in kleinen Mengen auf die Bracketbasis aufgebracht.

Bei den Methoden, die eine Übertragungsschiene benötigen, wird das Bracket zuerst in diese verbracht und danach das Adhäsiv dünn auf die Bracketbasis aufgetragen. Auch bei den Silikonschienen kann es dazu kommen, dass sich die Brackets beim Abziehen der Schiene vom Zahnmodell oder der Entfernung des Klebers lösen. Diese können leicht in die Schiene repositioniert werden.

Nach Aufbringung des Adhäsivs wird das Bracket sofort, bei der direkten Methode mithilfe einer Bracketpositionierzange, bei den anderen Methoden mithilfe der Übertragungsschienen, sanft auf der Zahnoberfläche platziert. Hierbei wird darauf geachtet, dass die mit Adhäsiv beschickte Bracketbasis nicht durch Berührung mit anderen Oberflächen verunreinigt wird. Sobald das Bracket endgültig positioniert ist, wird es fest angedrückt und das Adhäsiv mittels Lichthärtelampe ausgehärtet. Danach werden vorsichtig etwaige Adhäsivreste mit einem langsam drehenden Rosenbohrer entfernt. Hierbei wird besonders darauf geachtet, dass das Bracket nicht berührt wird.

Nach dem Verkleben werden die Zähne zuerst bei RT für 15 ± 1 min an Luft gelagert. Für die restliche Zeit bis zum Versuchsbeginn werden die Proben in destilliertem Wasser, welches spätestens nach einer Woche gewechselt wird, bei 37 ± 2 °C gelagert. Es werden keine weiteren chemischen Reagenzien benutzt. Zudem wird eine Lagerungszeit von 6 Monaten nach der Extraktion bis zur Versuchsdurchführung nicht überschritten.

2.4.2.1 Direktes Verfahren (von Hand)

Bevor der Zahnschmelz mittels SÄT konditioniert wird, wird beim direkten Verfahren die Mitte des Zahnes markiert. Nach der oben beschriebenen Reinigung, Konditionierung und Aufbringung der Adhäsiv-Komponenten wird das Bracket mit einer Bracketpositionierzange mit Setzhilfe auf den Zahn übertragen und mit leichtem Druck adaptiert. Hierbei können bereits grobe Überschüsse des Adhäsivs mittels einer Sonde entfernt werden.

Um die nun aufgesetzten Brackets zu fixieren, wird bei Metallbrackets mit der Polymerisationslampe Mini LED Ortho 2 (Acteon, Düsseldorf, Deutschland) unter einem Winkel von 30 Grad zur Klebefläche und einem Abstand von ca. 5 Millimetern für jeweils mindestens 10 Sekunden von mesial und distal belichtet. Bei den Brackets aus Keramik wurde für 20 Sekunden im 90-Grad-Winkel zur Zahnoberfläche, ebenfalls im Abstand von ca. 5 Millimetern, durch das Bracket direkt belichtet. Abbildung 16 zeigt fertig beklebte eingebettete Rinderzähne mit Metall- bzw. Keramikbracket.

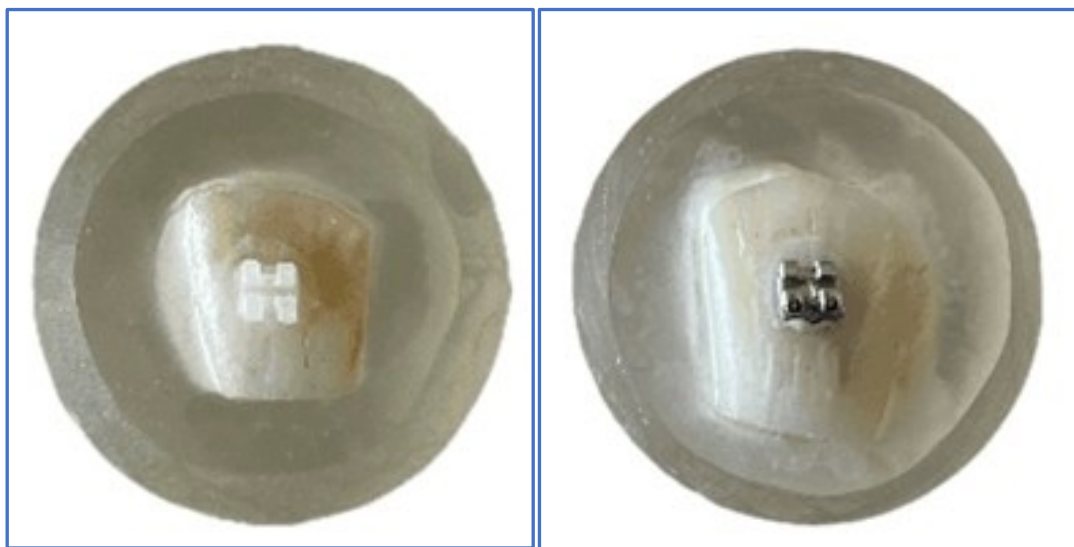


Abbildung 16: Von Hand beklebte, eingebettete Rinderzähne mit unterschiedlichen Brackets (links: Keramik und rechts: Metall)

2.4.2.2 Schienen aus der additiven Fertigung

Für das Kleben der Brackets mithilfe der mit additivem 3D-Druck gefertigten Schiene sind folgende Modifikationen der Klebprozedur notwendig: Nach der Reinigung der Zähne wird die Übertragungsschiene auf ihre Passgenauigkeit überprüft. Dabei wird insbesondere auf eine mögliche Verdrehung der Schiene geachtet. Danach kann die Konditionierung des Zahnschmelzes mittels SÄT durchgeführt werden.

Nach dem Abspülen des Ätzgels und dem Trocknen der Oberflächen werden die Komponenten des Klebesystems aufgetragen (Primer auf den Zahn und Adhäsiv auf das Bracket). Die Übertragungsschiene mit Bracket wird anschließend auf den Prüfkörper mit dem eingebetteten Zahn aufgesetzt und mit leichtem Druck adaptiert. Die Härtung des Adhäsivs wird analog zu der ersten Methode durchgeführt (Belichtung der Metallbrackets für jeweils mindestens 10 Sekunden von mesial und distal; Keramikbrackets für 20 Sekunden), mit dem Unterschied, dass die Belichtung durch die transparente Schiene erfolgte. Nach der Aushärtung können die Übertragungsschiene und Adhäsivreste entfernt werden.

2.4.2.3 Schienen aus Silikon

Auch bei der Verwendung der Silikonschienen werden die Reinigung und Konditionierung der Zähne wie bei den zuvor beschriebenen Methoden durchgeführt. Vor der Konditionierung des Zahnschmelzes mit der SÄT werden ebenfalls die Passgenauigkeit und Position der Übertragungsschiene geprüft. Die weiteren Schritte erfolgen analog zur vorherigen Methode. Die Lichthärtung erfolgt wie bei den vorherigen Methoden, allerdings wird hier durch die bläulich, transparente Übertragungsschiene gehärtet. Nach der Aushärtung wird die Übertragungsschiene entfernt.

2.5 Scherversuch

Für die Scherversuche wird die Universalprüfmaschine Zwick Z020 (ZwickRoell, Ulm, Deutschland) in den Räumen der Firma Dentaurum (Ispringen, Deutschland) verwendet (Abbildung 17). Diese dient der Materialprüfung für Zug-, Druck- und Biegeprüfungen an unterschiedlichen Werkstoffen. Für die Prüfung der Haftung von Brackets auf der Zahnoberfläche soll eine Scherkraft dabei nach DIN 13990-14 immer von okklusal nach gingival wirken.



Abbildung 17: Prüfmaschine Zwick Z020 bei der Firma Dentaurum

2.5.1 Durchführung

Der mit Druckluft getrocknete Prüfkörper aus einem eingebetteten Rinderzahn, der mit einem Metall- oder Keramikbracket beklebt ist, wird im Schraubstock der Zwick Z020 mit der Schneidekante nach unten fixiert. Dabei wird die zu prüfende Verbundfläche (Bracket auf der Zahnoberfläche) waagrecht und parallel zu der wirkenden Scherkraft ausgerichtet. Die Kante der Bracketbasis liegt waagrecht (Abbildung 18).

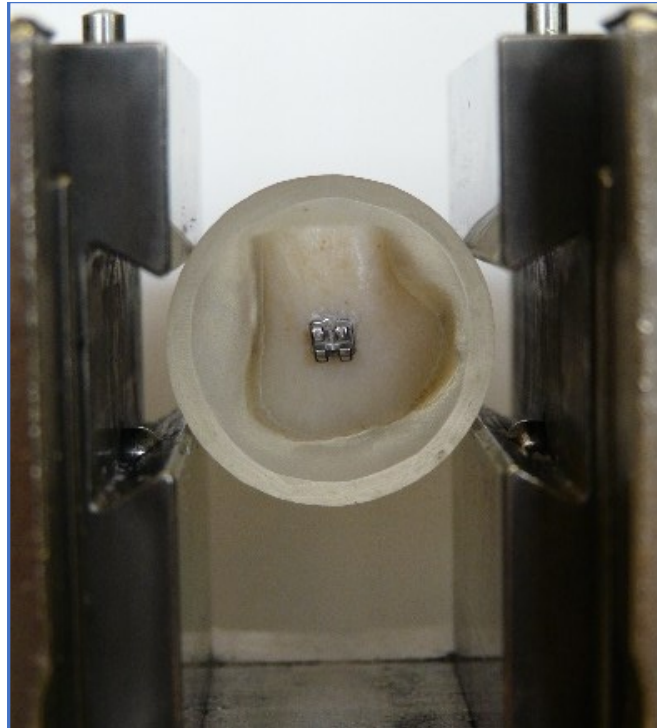


Abbildung 18: Mit einem Metallbracket beklebter, in die Prüfmachine eingespannter Prüfkörper

Zur Simulation der Scherkraft, die auf die Verbindung zwischen Zahn und Bracket wirkt, dient der Scherbügel. Dabei handelt es sich um eine Metallzunge mit einer Aussparung etwas größer als das Bracket, die während des eigentlichen Prüfvorgangs einen Zug nach oben auf den eingespannten Prüfkörper ausübt. Dieser wird direkt an der Bracketbasis angesetzt und mit dem Daumennagel leicht auf den Kunststoff gedrückt (Abbildung 19). Danach wird der Bügel 1 mm nach unten gezogen, bevor er in der oberen Spannvorrichtung verspannt wird, um die Verschiebung auszugleichen, die während der Fixierung des Scherbügels in der Zugvorrichtung erfolgt. Damit wird vermieden, dass unter Umständen eine so hohe Kraft auf die Bracketbasis wirkt, dass

das Bracket noch vor Versuchsbeginn abgesichert wird. Während des gesamten Versuchs wird der Abscherbügel an der Bracketbasis gegen den Zahn gedrückt und gehalten, bis das Bracket abgesichert ist.

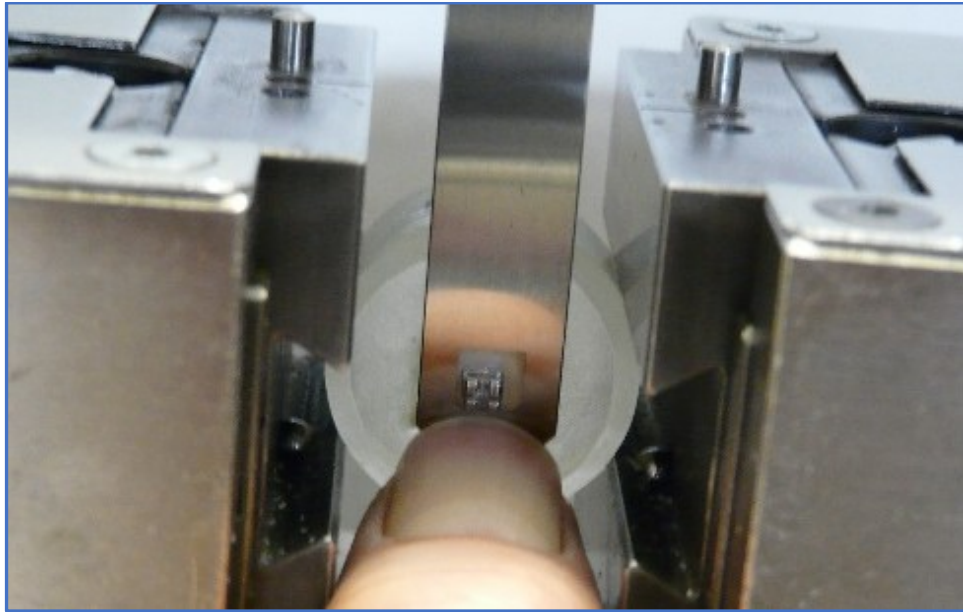


Abbildung 19: Mit Daumennagel fixierter Scherbügel an einem, mit einem Metallbracket beklebten, eingespannten Prüfkörper

Als Vorspannung werden 10 N gewählt, als Geschwindigkeit/E-Modul 30 N/mm²s. Anschließend erfolgt die Scherprüfung an den Brackets mit einer konstanten Traversengeschwindigkeit von $1 \pm 0,1$ mm/min bis zum Versagen des Verbundes. Dabei wird bei jeder Prüfung ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet. Damit wird das Abscheren des Brackets vom Prüfkörper nach oben genannter Definition dokumentiert, es kann aber auch ein eventuelles Abrutschen des Scherbügels erkannt werden. Die Kraft, die aufgewendet wird, um ein vollständiges Abreißen des Brackets vom Zahn zu bewirken, wird in Newton gemessen.

2.5.2 Allgemeines/Begrifflichkeiten

Klebefläche: zur Adhäsion mittels Adhäsiven vorgesehene Fläche eines Befestigungselementes oder des Zahnschmelzes.

Adhäsiiver Bruch: nach Scherkrafteinwirkung nur an einer der Grenzflächen des Verbundes verlaufender Bruch – entweder zwischen Adhäsiv und Bracketbasis oder zwischen Adhäsiv und Zahnschmelz.

Gemischter Bruch: nach Scherkrafteinwirkung an mehr als einer der Grenzflächen des Verbundes verlaufender Bruch.

Kohäsiiver Bruch: nach Scherkrafteinwirkung aus den Grenzflächen des Verbundes heraus verlaufender Bruch.

2.5.3 Mikroskopische Auswertungen

Als ein Versagen des Verbundes, also als Bruch, wird ein abrupter Einbruch um mindestens 30 % des Anstiegs der Kraftänderungskurve gewertet.

Die Scherhaftfestigkeit R_s des Verbundes wurde in MPa (N/mm²) angegeben:

$$R_s = \frac{F}{A}$$

Wobei gilt:

F: Bruchscherkraft in N

A: Bruchfläche des Verbundes in mm²

Die Auswertung der Proben erfolgt mithilfe eines Mikroskops M 400 (Wild/Heerbrugg, Gais, Schweiz; Abbildung 20) in 12,5-facher Vergrößerung. Hierbei werden die Bruchmuster nach den Definitionen aus Kapitel 2.5.2 in die einzelnen Gruppen eingeteilt.



Abbildung 20: Mikroskop M 400 Wild/Heerbrugg mit integrierter Kamera

Um den Gesamtverbund angeben zu können, wird der prozentuale Anteil des auf dem Zahnschmelz verblieben Adhäsivs genau beurteilt und angegeben. Bruchflächen, die Lufteinschlüsse, Verunreinigungen oder unvollständige Benetzung der zu beklebenden Fläche aufweisen, werden dokumentiert und dann verworfen. Es wird der Anteil des Zahnes angegeben, der nach dem Abzug des Brackets noch Adhäsivreste aufweist.

Um die Adhäsivreste deutlich sichtbar zu machen, werden die Proben vor dem Fotografieren mit Grafitpulver (Kosmos, Stuttgart, Deutschland) bepinselt. Anschließend werden alle Proben fotografiert. Um die fotografierten Proben zusätzlich für die Einteilung in adhäsiv, kohäsiv und gemischte Brüche unterscheiden zu können und eine genaue Prozentangabe der am Zahn verblieben Adhäsivreste angeben zu können, werden die Bilder anschließend im Bildbearbeitungsprogramm GIMP® (the GIMP Team) mit einem Raster hinterlegt. Für die Erstellung des Rasters wurde die Rückseite eines neuen Brackets in derselben 12,5-fachen Vergrößerung fotografiert und das Raster so gewählt, dass das gesamte Bracket in 100 Quadrate unterteilt wird. Die An-

teile des Zahnes, die sich im Raster befinden und keine Adhäsivreste aufweisen, wurden mit einem X gekennzeichnet, dabei ist es egal, ob der Adhäsivrest am Zahn das gesamte Quadrat des Rasters ausfüllt. Dies ermöglicht die Ermittlung einer ganzzahligen Prozentzahl.

Zum besseren Verständnis der benutzten Systematik sind Beispiele in Abbildung 21 dargestellt. Dabei handelt es sich um einen adhäsiven Bruch 100 % (Probe 1 K-A), einen adhäsiven Bruch 0 % (Probe 16 M-A), einen gemischten Bruch 72 % (Probe 9 K-A) und einen kohäsiven Bruch 100 % (Probe 19-K-A).

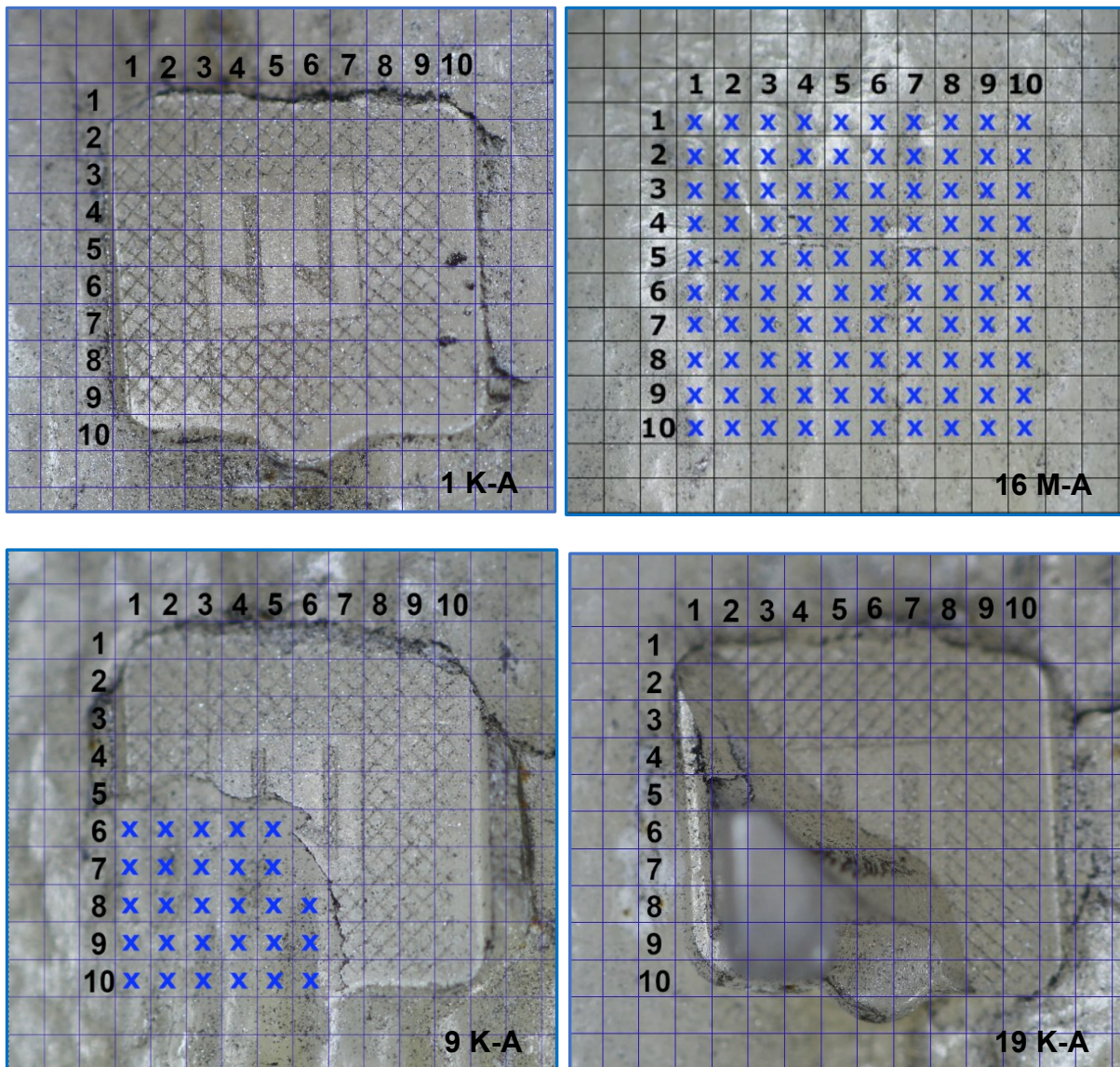


Abbildung 21: Beispiele für die verschiedenen Bruchtypen und Bestimmung des Anteils der Kleberreste

Nach der Einbettung der Rinderzähne und Fixierung der Brackets (K: Keramik bzw. M: Metall) werden die Brackets mithilfe der Universalprüfmaschine abgesichert. Die Übertragung der Brackets erfolgt bei allen vier Beispielen mithilfe der additiv gefertigten Übertragungsschiene (A). Die Dokumentation erfolgt am Mikroskop bei 12,5-facher Vergrößerung. Die Klebefläche wird mit einem 10x10-Raster hinterlegt, um den Anteil der abgesicherten Klebefläche zu ermitteln. Diese wird im Raster mit **x** markiert. Die Gesamtklebefläche beträgt 13,12 mm²(M) bzw. 12 mm² (K). 1 K-A: adhäsiver Bruch mit 100 % Adhäsivresten, keine abgesicherte Fläche im Raster, deswegen auch keine Kennzeichnung; 16 M-A: adhäsiver Bruch mit 0 % Adhäsivresten; 9 K-A: gemischter Bruch mit 72 % Adhäsivresten; 19 K-A: kohäsiver Bruch mit 100 % Adhäsivresten sowie frakturiertem Bracket, keine unbeklebte Fläche im Raster, deswegen auch keine Kennzeichnung.

2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgt mit der Statistiksoftware JMP (Version 16.0.0; SAS Institute, Cary, North Carolina, USA). Das Signifikanzniveau wird auf $p < 0,05$ festgelegt.

Um die einzelnen Gruppen untereinander vergleichen zu können, werden diese auf Normalverteilung mit dem Shapiro-Wilk-Test überprüft. Dieser prüft die Nullhypothese, dass die Stichprobe aus einer normalverteilten Population stammt. Wenn der p-Wert des Tests unter 0,05 liegt, wird die Nullhypothese abgelehnt und es wird daraus geschlossen, dass die Daten nicht normalverteilt sind.

Sind die Daten normalverteilt, kann eine Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt werden. Um den Einfluss der Klebemethode bzw. der Bracketart auf das Ergebnis der Scherversuche zu überprüfen, wurde die Effektstärke ermittelt. In einer linearen Regression wird die abhängige Variable als eine proportionale Antwort aufgefasst, die auf einen Bereich zwischen -1 und 1 beschränkt ist (Standard-Beta-Wert). Je weiter dieser Std.-Beta-Wert von 0 entfernt ist, desto stärker ist der Effekt. Ein Wert von -1 bedeutet, dass ein perfekter umgekehrter Zusammenhang vorliegt, also der Prädiktor sagt die Outcomevariable negativ vorher. Hohe Werte im Prädiktor gehen systematisch mit niedrigeren Werten im Outcome einher und umgekehrt. Ein Wert von +1 bedeutet, dass die Vorhersage positiv ist. Hohe Werte im Prädiktor entsprechen hohen Werten im Outcome, und ebenfalls wieder umgekehrt. Ein Wert von 0 bedeutet, dass es keinen Zusammenhang gibt.

Zur Analyse wurden sowohl die standardisierten Beta-Koeffizienten als auch die „Schätzer“ benutzt. Die Prädiktoren der standardisierten Beta-Koeffizienten haben jedoch keine gut interpretierbare Streuung/Standardabweichung, sodass auch „Std.-Beta“, das auf Standardabweichungen beruht, nicht sehr anschaulich ist. Zur Vereinfachung wird hier mit den „Schätzern“ gearbeitet, sie geben in Originaleinheiten des Outcomes an, um wie viel der Outcome steigt beziehungsweise fällt. Darüber, ob ein Wert signifikant unterschiedlich ist, gibt die Zahl (Wahrsch. $> |t|$) Auskunft. Dies ist der zweiseitige p-Wert, also die Wahrscheinlichkeit, dass in einer Stichprobe, unter der Annahme eines Nulleffekts in der Population, eine Teststatistik t dieses Betrages mit positivem oder negativem Wert auftreten wird. Er ist im Grunde eine Transformation

des Mittelwertunterschieds zwischen den jeweiligen Bedingungen und der Referenzbedingung, der aber den Stichprobenumfang und die Streuung der Werte berücksichtigt. Im Signifikanztest wird er gegen null getestet, um den genannten p-Wert zu erhalten.

Die grafische Darstellung erfolgt entweder in Form von Balkendiagrammen oder Box-Whiskers-Plots. Die positiven Fehlerbalken zeigen den Standardfehler und die negativen die Standardabweichung.

3 Ergebnisse

Für die Platzierung von Brackets ist nach wie vor nicht gesichert, welche Methode die besten Ergebnisse liefert und wie die stabilste Haftung auf den Zähnen erreicht werden kann. Daher wurden in der hier vorliegenden Arbeit Keramik- und Metallbrackets entweder direkt oder mithilfe von Übertragungsschienen aus Silikon oder aus einem CAD/CAM-Verfahren auf Rinderzähne geklebt. Die Qualität der Adhäsion wurde mit einem standardisierten Abschertest überprüft.

Nachdem die Rinderzähne eingebettet worden waren, wurde nach der Schmelzvorbereitung mittels Ätzel und vor dem Bekleben mit Keramik- oder Metallbrackets das Ätzmuster überprüft. Alle 120 Prüfkörper konnten für die weitere Versuchsdurchführung verwendet und mit den Brackets beklebt und diese abgeschert werden. Für die Beantwortung der Forschungsfragen standen die Daten von 119 Einzelscherversuchen zur Verfügung. Lediglich bei einem Versuch, bei dem ein Keramikbracket mithilfe einer additiv hergestellten Schiene auf dem Zahn fixiert worden war, fehlten die Daten aus dem Abscherversuch.

3.1 Scherhaftfestigkeit der Brackets

Während des Abscherversuches wurde der Kraftaufwand dokumentiert, bei dem das Bracket vom Zahnschmelz endgültig abgelöst werden konnte. Der dafür nötige Druck in MPa und die entsprechenden Veränderungen während des Prozesses wurden dokumentiert. Entsprechende Grafen sind in Abbildung 22 beispielhaft dargestellt. Dabei handelte es sich um die Abscherung der Metallbrackets, die per Hand aufgeklebt worden waren. In dieser Versuchsreihe lag die Abzugskraft zwischen 6,3 und 31,8 MPa ($17,4 \pm 7,7$ MPa).

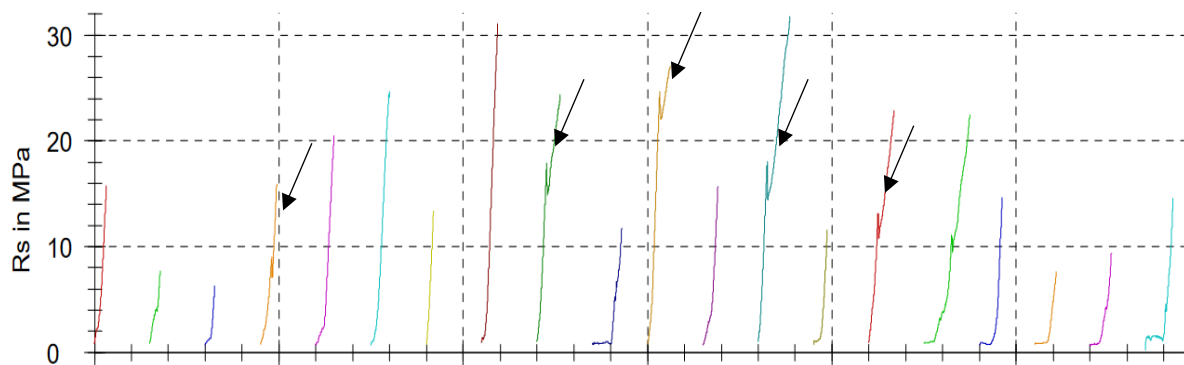


Abbildung 22: Abscherversuche der 20 Metallbrackets, die direkt per Hand beklebt worden waren

Jede farbige Linie repräsentiert einen Versuch mit einem Prüfkörper (Rinderzahn eingebettet in Kunststoff und mit Bracket beklebt). Die Ordinate zeigt den durch die Prüfmaschine aufgewendeten Zug in MPa bis zum Bruch des Adhäsivverbundes. Die schwarzen Pfeile zeigen den Beginn einer Loslösung der Brackets, ohne dass das Bracket bereits komplett abgeschert worden ist.

Analog wurden die Abscherversuche der Metall- bzw. Keramikbrackets mit den Kombinationen „direkt mit der Hand verklebt“, „indirekt mithilfe der additiv gefertigten Schiene verklebt“ bzw. „indirekt mithilfe einer Silikonschiene verklebt“ durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 23 dargestellt. Die höchste Scherhaftfestigkeit wiesen die Metallbrackets auf, die mithilfe der additiv gefertigten Schiene verklebt worden waren (26,15 MPa). Die niedrigste Scherhaftfestigkeit konnte bei den per Hand geklebten Metallbrackets gemessen werden (17,44 MPa). Die Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets unterschied sich nur gering zwischen den unterschiedlichen Klebmethoden. Die höchsten Werte erzielten die per Hand geklebten Keramikbrackets (22,14 MPa), die niedrigsten die mit Silikonschiene geklebten (20,65 MPa). Der geringste Unterschied zwischen den Brackets bestand bei den mithilfe der Silikonschiene geklebten Brackets.

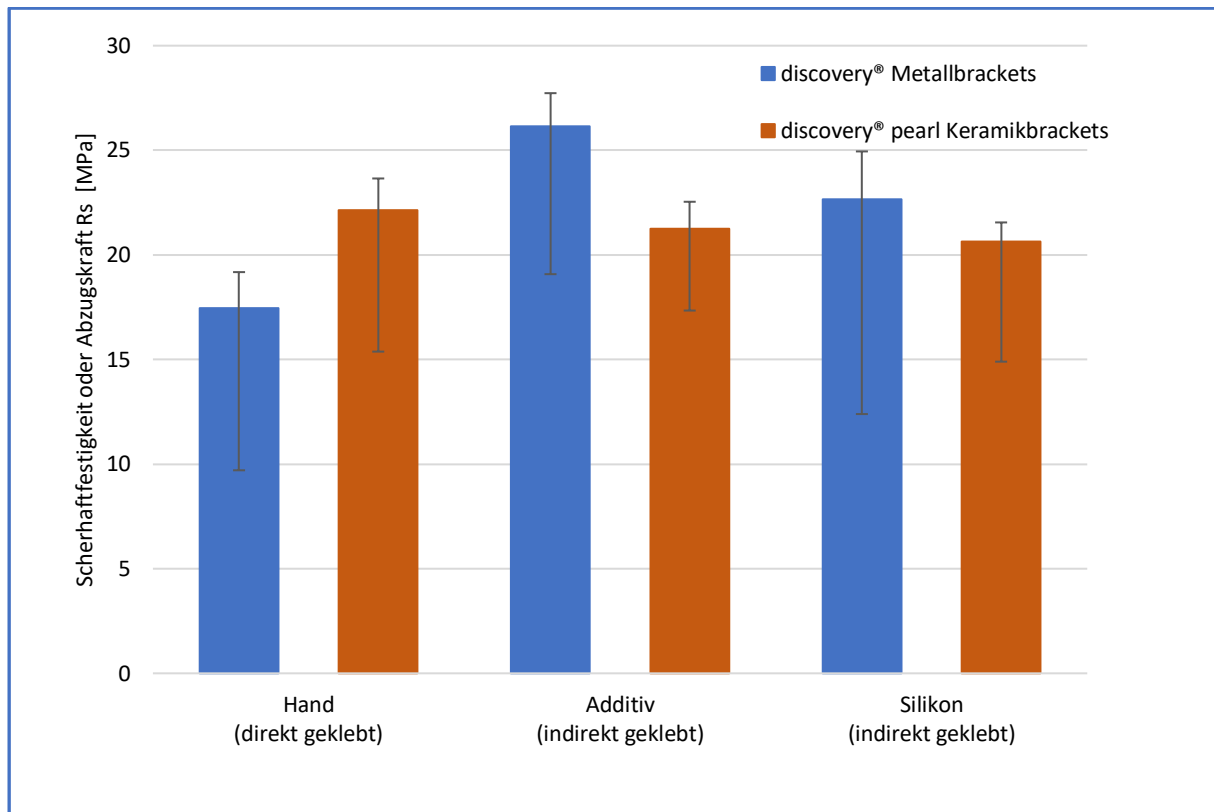


Abbildung 23: Scherhaftfestigkeit der Metall- und Keramikbrackets für die unterschiedlichen Methoden des direkten und indirekten Klebens

Blau = Metallbrackets und orange = Keramikbrackets. Anzahl der Proben $n = 20$ je Gruppe und Bracketart. Die jeweilige Klebemethode ist unter jeder Säule angegeben (direkt beklebt Hand, indirekt beklebt Additiv und indirekt beklebt Silikon). Die positiven Fehlerbalken zeigen den Standardfehler und die negativen die Standardabweichung. Die Scherhaftfestigkeit ist auf der Y-Achse in MPa angegeben. Die höchste Scherhaftfestigkeit zeigten die mit additiv gefertigter Schiene geklebten Metallbrackets, die geringste die mit Hand geklebten Metallbrackets.

Der direkte Vergleich der Scherhaftfestigkeit der Metallbrackets, die nach den drei unterschiedlichen Verfahren geklebt worden waren, sind in Abbildung 24 dargestellt. Die Mittelwerte der Scherhaftfestigkeit lagen bei den beiden indirekten Klebverfahren in einem ähnlichen Bereich mit $26,15 \pm 7,07$ MPa (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung; additiv gefertigte Schiene) und $22,66 \pm 7,74$ MPa (Silikonschiene). Im Gegensatz dazu liegt die Scherhaftfestigkeit nach der Klebung per Hand bei $17,45 \pm 10,26$ MPa und damit deutlich darunter.

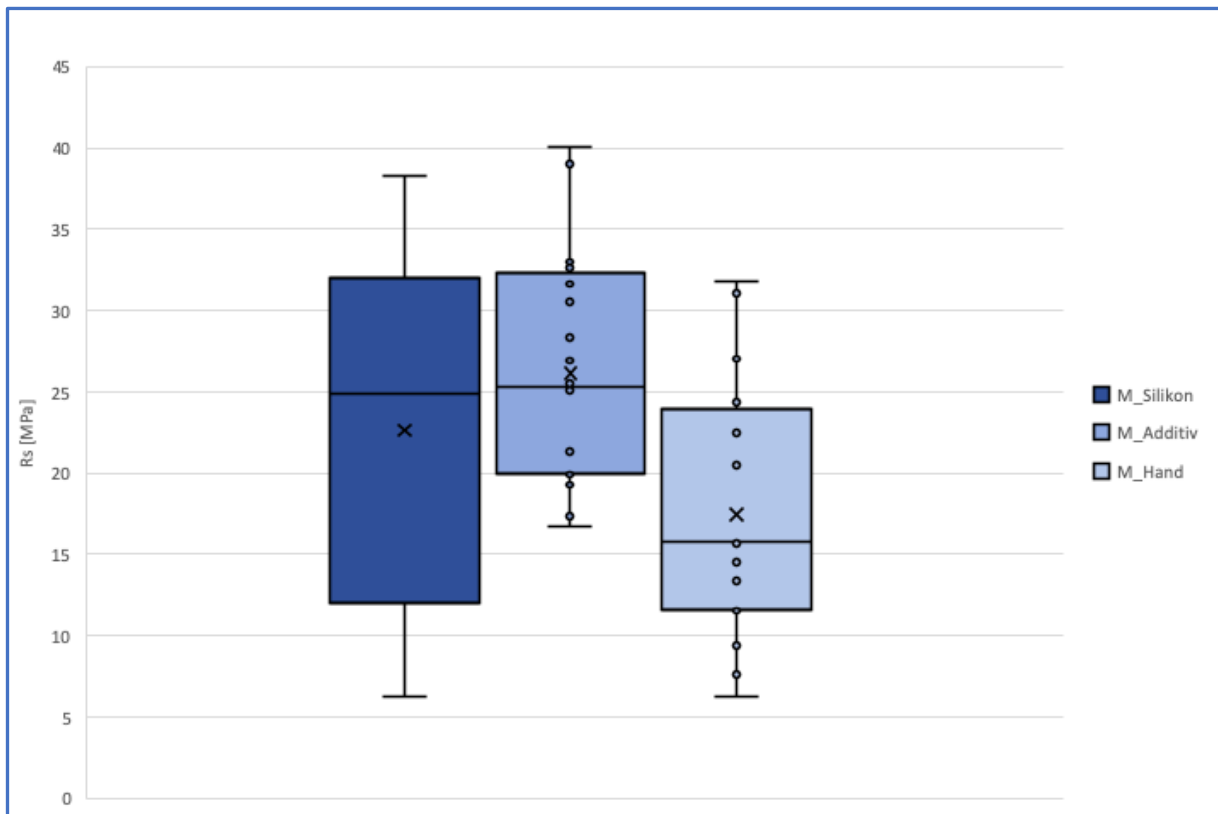


Abbildung 24: Scherhaftfestigkeit der Metallbrackets

$n = 20$ je Gruppe. Klebemethode M_Silikon: indirekt beklebt Silikon; M_Additiv: indirekt beklebt Additiv; M_Hand: direkt beklebt Hand; Boxplot; Linie: Median; x: Mittelwert; die positiven Fehlerbalken zeigen den Standardfehler und die negativen die Standardabweichung. Die Scherhaftfestigkeit R_s ist auf der Y-Achse in MPa angegeben.

Die Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets ist in Abbildung 25 dargestellt. Es zeigte sich, dass sich die Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets weniger zwischen den Klebverfahren unterschied als die der Metallbrackets. Sie lag für die Silikonschiene bei $20,65 \pm 5,76$ MPa (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung), für die additiv gefertigte Schiene bei $21,25 \pm 3,91$ MPa und für die Handklebung bei $22,02 \pm 6,64$ MPa.

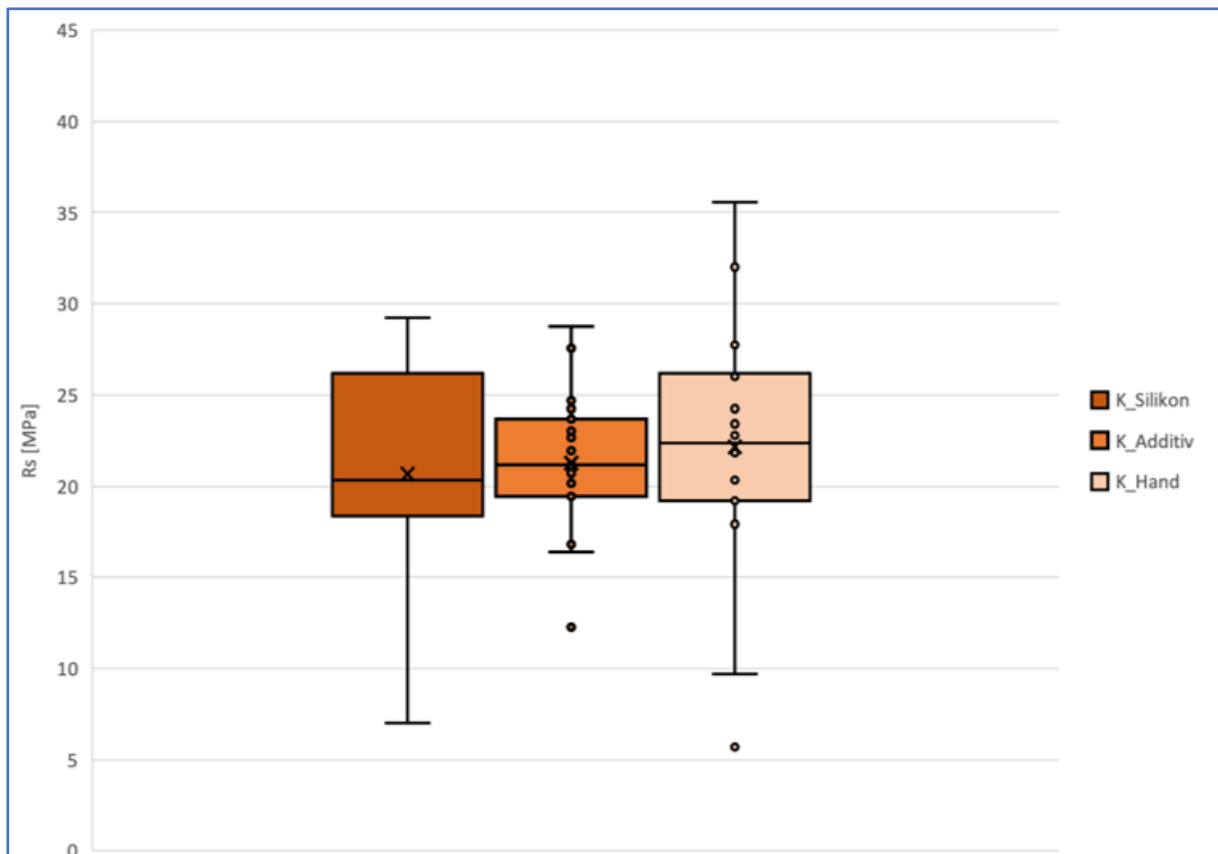


Abbildung 25: Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets

n = 59. Klebmethode M_Silikon: indirekt beklebt Silikon; M_Additiv: indirekt beklebt Additiv; M_Hand: direkt beklebt Hand; Boxplot; Linie: Median; x: Mittelwert; die positiven Fehlerbalken zeigen den Standardfehler und die negativen die Standardabweichung. Die Scherhaftfestigkeit Rs ist auf der Y-Achse in MPa angegeben.

Tabelle 2 stellt die Ergebnisse der Mediane der Scherhaftkraft für die verschiedenen Klebeverfahren und die beiden verschiedenen Bracketmaterialien dar. Die geringste Kraft wurde beim direkten Kleben der Metallbrackets gemessen (15,7 MPa), die höchsten Werte wurden beim indirekten Kleben mit Silikon bei Metallbrackets (25,9 MPa) erreicht.

Tabelle 2: Mediane der Scherhaftkraft für die Klebeverfahren und die Bracketmaterialien in MPa

	Direkt	Indirekt Additiv	Indirekt Silikon
Metallbracket	15,7	25,3	25,9
Keramikbracket	22,4	21,2	20,4

3.2 Varianzanalyse (ANOVA) der Scherhaftfestigkeit

Für die weitere Auswertung war es von Bedeutung, festzustellen, ob die Messwerte normalverteilt waren. Dies erfolgte mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests. Die Ergebnisse für die einzelnen Gruppen sind in Tabelle 3 zusammengefasst.

Tabelle 3: Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung, alle Gruppen sind normalverteilt

Klebemethode	Shapiro-Wilk W	Normalverteilung
Direkt Metall	0,9463	normalverteilt
Direkt Keramik	0,9471	normalverteilt
Indirekt Additiv Metall	0,9274	normalverteilt
Indirekt Additiv Keramik	0,9711	normalverteilt
Indirekt Silikon Metall	0,9250	normalverteilt
Indirekt Silikon Keramik	0,9482	normalverteilt

Shapiro-Wilk: $W > 0,05$; normalverteilt.

Da der Test bewies, dass alle Gruppen normalverteilt sind, konnte eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt werden. Bei der Analyse der unterschiedlichen Gruppen, bei denen Metallbrackets geklebt wurden (Abbildung 26), konnte ein signifikanter Unterschied ($p = 0,0019$; t-Test) der Scherhaftfestigkeit zwischen der Gruppe, die mit der additiv gefertigten Schiene geklebt, und der Gruppe, die von Hand geklebt wurde, festgestellt werden. Wobei die Metallbrackets, die mit der additiven Schiene geklebt wurden, eine signifikant höhere Scherhaftfestigkeit aufwiesen als die von Hand geklebten Brackets. Der Unterschied in der Scherhaftfestigkeit zwischen der Klebung per Hand und der Klebung mithilfe der Silikonschiene erreicht nicht die statistische Signifikanz ($p = 0,0568$; Tabelle 4), kann aber als Trend bezeichnet werden.

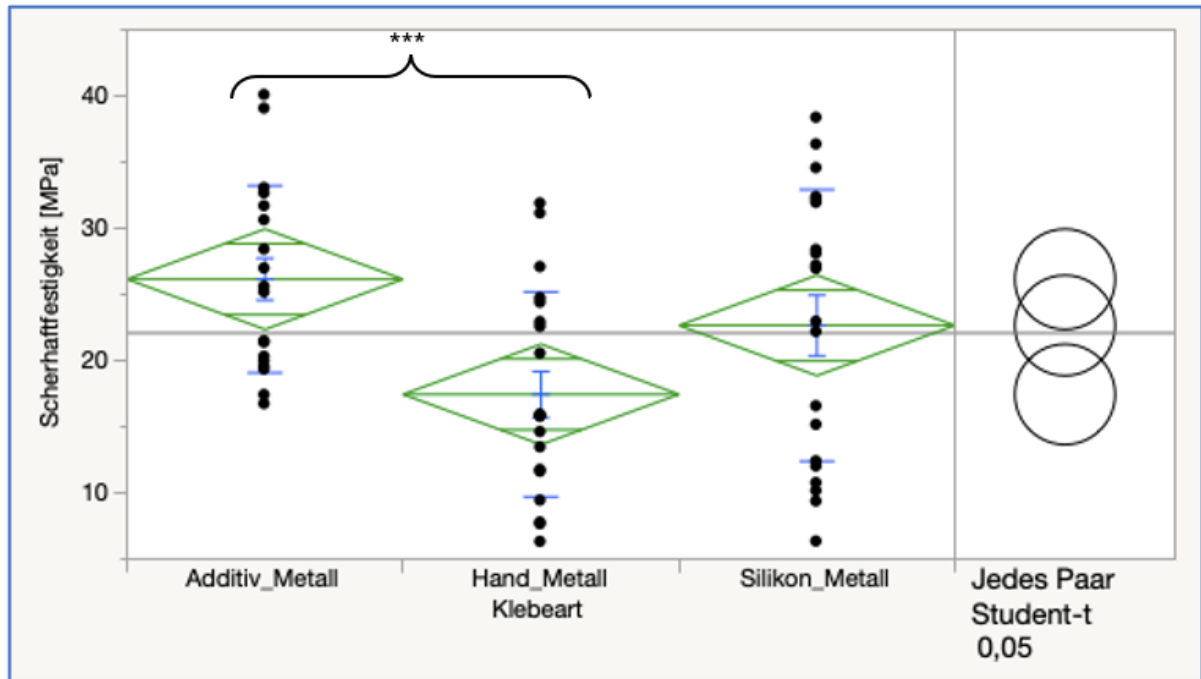


Abbildung 26: Vergleich der Scherhafterfestigkeit der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Varianzanalyse der Scherhafterfestigkeit [MPa]; mit t-Test der unterschiedlichen Gruppen: Additiv Metall: Metallbrackets mithilfe einer im additiven Verfahren hergestellten Übertragungsschiene geklebt; Hand Metall: Brackets von Hand geklebt; Silikon Metall: Brackets mithilfe einer Silikonschiene geklebt; jeweils $n = 20$. ***: Zwischen den Gruppen „Additiv Metall“ und „Hand Metall“ konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p < 0,001$).

Tabelle 4: Statistische Auswertung der Scherhafterfestigkeit der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Verglichene Gruppen		Differenz der Mittelwerte	Differenz des Standardfehlers	Konfidenzintervall	p
Additiv	Hand	8,70	2,68	3,34–14,07	0,0019***
Silikon	Hand	5,21	2,68	-0,16–10,57	0,0568
Additiv	Silikon	3,49	2,68	-1,87–8,86	0,1973

Bei der Analyse der unterschiedlichen Gruppen, bei denen Keramikbrackets geklebt wurden (Abbildung 26), konnte kein signifikanter Unterschied der Scherhafterfestigkeit zwischen den Gruppen festgestellt werden (Tabelle 5). Insgesamt war hier die Scherhafterfestigkeit über alle Gruppen hinweg vergleichbar und lag im Bereich von etwa 21 MPa (Abbildung 27).

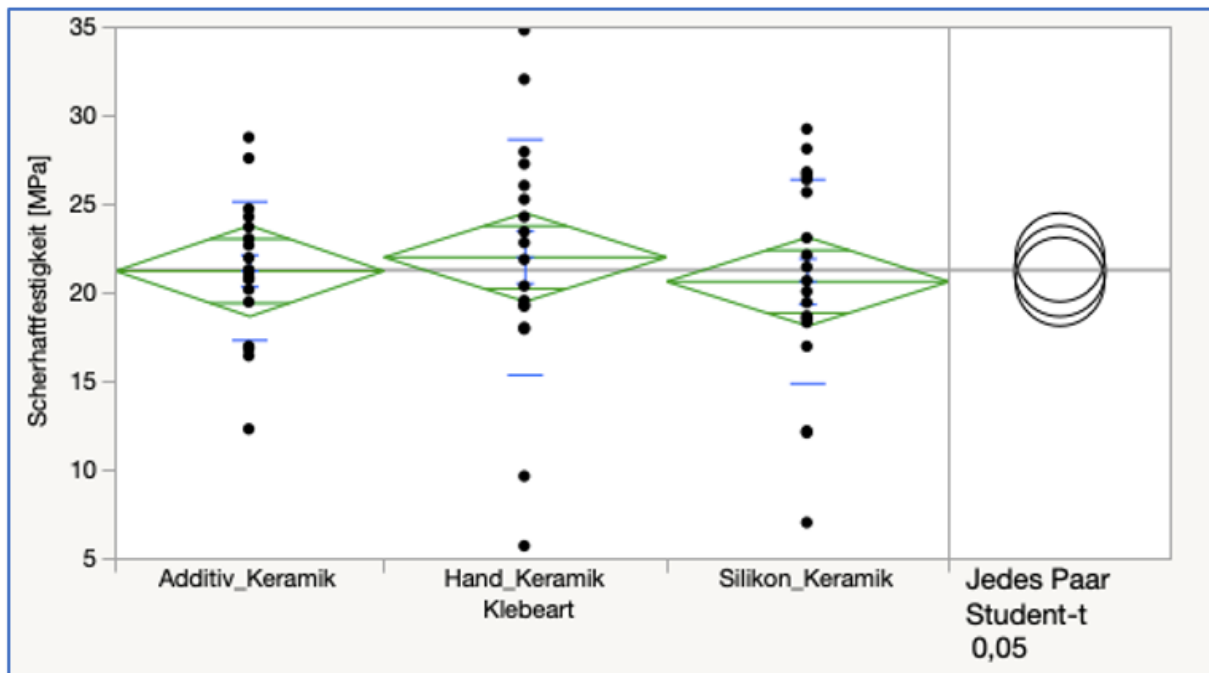


Abbildung 27: Vergleich der Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Varianzanalyse der Scherhaftfestigkeit [MPa]; mit t-Test der unterschiedlichen Gruppen: Additiv Keramik: Keramikbrackets mithilfe einer im additiven Verfahren hergestellten Übertragungsschiene geklebt; Hand Keramik: Brackets von Hand geklebt; Silikon Keramik: Brackets mithilfe einer Silikonschiene geklebt; $n = 19$ (Additiv_Keramik) bzw. $n = 20$. Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p > 0,05$).

Tabelle 5: Statistische Auswertung der Scherhaftfestigkeit der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Verglichene Gruppen		Differenz der Mittelwerte	Differenz des Standardfehlers	Konfidenzintervall	p
Additiv	Hand	0,77	1,79	-2,81–4,35	0,6671
Silikon	Hand	1,37	1,76	-2,16–4,91	0,4404
Additiv	Silikon	0,60	1,79	-2,98–4,18	0,7391

p: Signifikanzniveau.

3.3 Regressionsanalyse und Effektstärken der Scherhaftfestigkeit

Im nächsten Schritt sollte festgestellt werden, welche Variable welchen Effekt auf die Scherhaftfestigkeit ausübt. Dazu wurde die Effektstärke in Form des linearen Regressionskoeffizienten berechnet. Weiterhin wurde der Wert des „Schätzers“ eingeführt,

der den durch die Variable ausgeübten Effekt in MPa Scherhafterfestigkeit ausdrückt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 zusammengefasst.

Tabelle 6: Lineare Regression mit Effektstärke der Scherhafterfestigkeit

Variable	Schätzer [MPa]	Std.- Fehler	t-Wert	Wahrsch> Itl	Std.-Beta
Klebemethode im Vergleich zu Schienen aus additivem Verfahren					
Silikon	0,13	3,00	0,04	0,97	0,0044
Hand	-1,79	3,00	-0,60	0,55	-0,0637
Bracket im Vergleich zu Metall					
Keramik	-0,56	2,13	-0,26	0,79	-0,0242

Der Effekt der Klebemethode „indirekt Additiv“ auf die Scherhafterfestigkeit verglichen mit der Klebemethode „indirekt Silikon“ beträgt im „Schätzer“ lediglich 0,13 MPa (Std.-Beta 0,004). Die beiden Methoden sind somit im Outcome fast identisch. Die Klebemethode hat hier im Vergleich zur Kontrollgruppe einen kleinen, nicht signifikanten Effekt auf den Outcome.

Der Effekt der Klebemethode „direkt Hand“ auf die Scherhafterfestigkeit verglichen mit der Klebemethode „indirekt Additiv“ hat im „Schätzer“ einen gering negativen Wert von -1,79 MPa (Std.-Beta -0,06). Die beiden Methoden sind somit ebenso im Outcome fast identisch. Somit hat die Klebemethode hier auch im Vergleich zur Kontrollgruppe eher einen kleinen, nicht signifikanten Effekt auf den Outcome.

Der Effekt der Bracketart „Metall“ auf die Scherhafterfestigkeit, verglichen mit der Bracketart „Keramik“, beträgt im Schätzer -0,56 MPa (Std.-Beta -0,02) ist also auch vernachlässigbar gering und hat keinen signifikanten Einfluss.

3.4 Adhäsivreste nach Abscheren der Brackets

Nachdem die Kräfte, die zur Abscherung der mit unterschiedlichen Verfahren geklebten Metall- bzw. Keramikbrackets aufgewendet worden waren, dokumentiert worden waren, wurden alle Zähne mikroskopisch untersucht. Damit konnte einerseits die Natur

des Bruches festgestellt werden, andererseits konnte die Fläche des noch am Zahn befindlichen Adhäsivs quantifiziert werden. Zur besseren Darstellung der etwaigen Adhäsivreste am Zahn und somit zur genaueren Einteilung der unterschiedlichen Bruchmuster wurde Grafitpulver aufgetragen und vorsichtig verblasen.

3.4.1 Metallbrackets direkt von Hand geklebt (M-H)

In

Abbildung 28 sind die abgebildeten Zahnoberflächen und Bruchmuster für Metallbrackets zu sehen, welche direkt von Hand beklebt wurden (M-H). Die Probe 10 M-H kann als reiner adhäsiver Bruch bezeichnet werden, alle anderen Proben sind als gemischte Brüche einzuordnen.

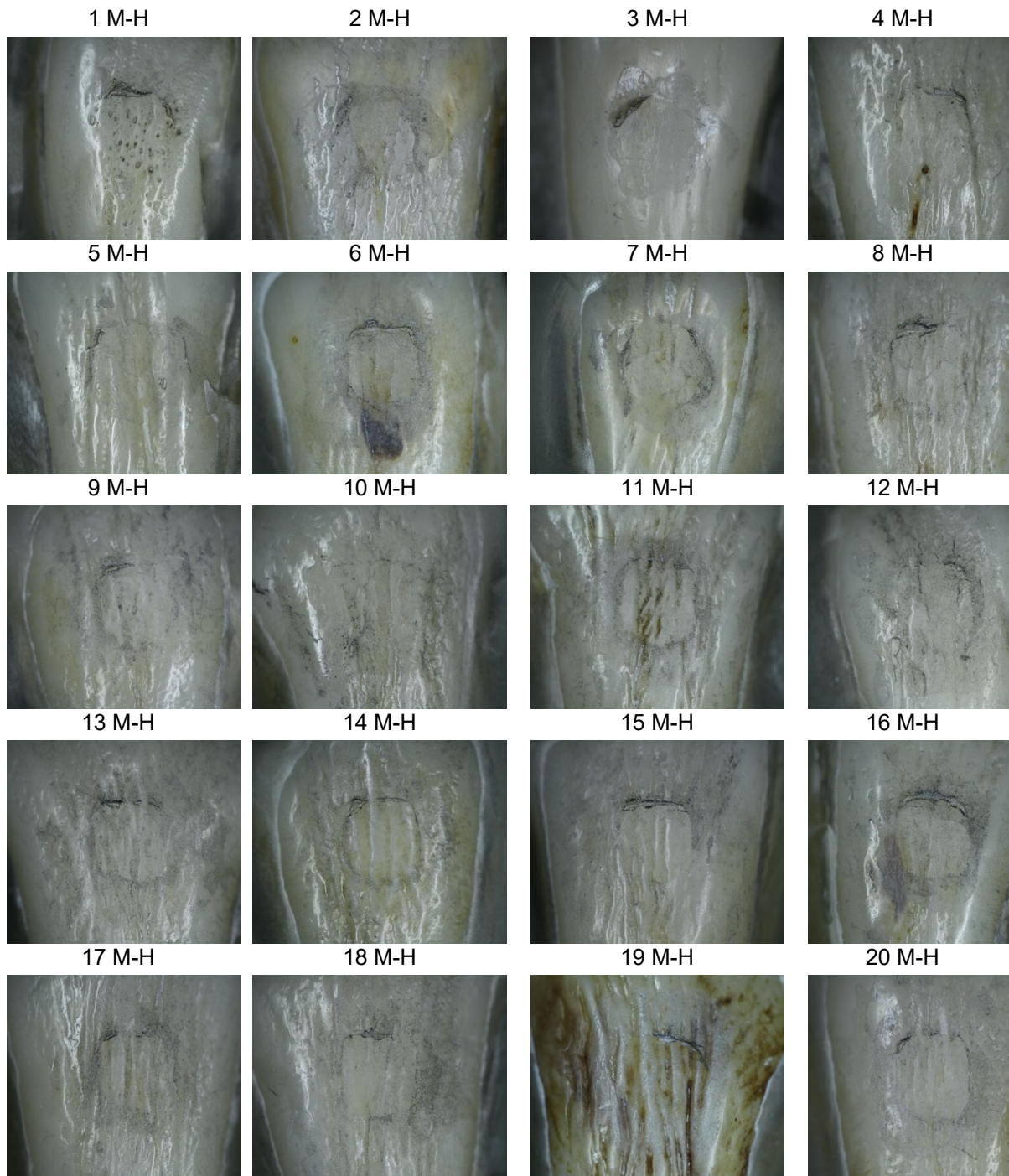


Abbildung 28: Zahnoberfläche und Bruchmuster nach Abscherung der direkt von Hand mit Metallbrackets beklebten Zähne

Lichtmikroskopische Aufnahme der Rinderzähne nach Abscherung der Brackets und Kontrastverstärkung mit Grafitpulver; M: Metall; H: Hand; die Abbildungen sind aufsteigend nummeriert.

3.4.2 Keramikbrackets direkt von Hand geklebt (K-H)

In Abbildung 29 sind die abgebildeten Zahnoberflächen und Bruchmuster für Keramikbrackets, die direkt von Hand verklebt wurden, dargestellt. Es wurden 17 Proben als gemischte Brüche eingeordnet. Lediglich drei Proben (13 K-H, 14 K-H, 20 K-H) waren als rein adhäsive Brüche zu werten.

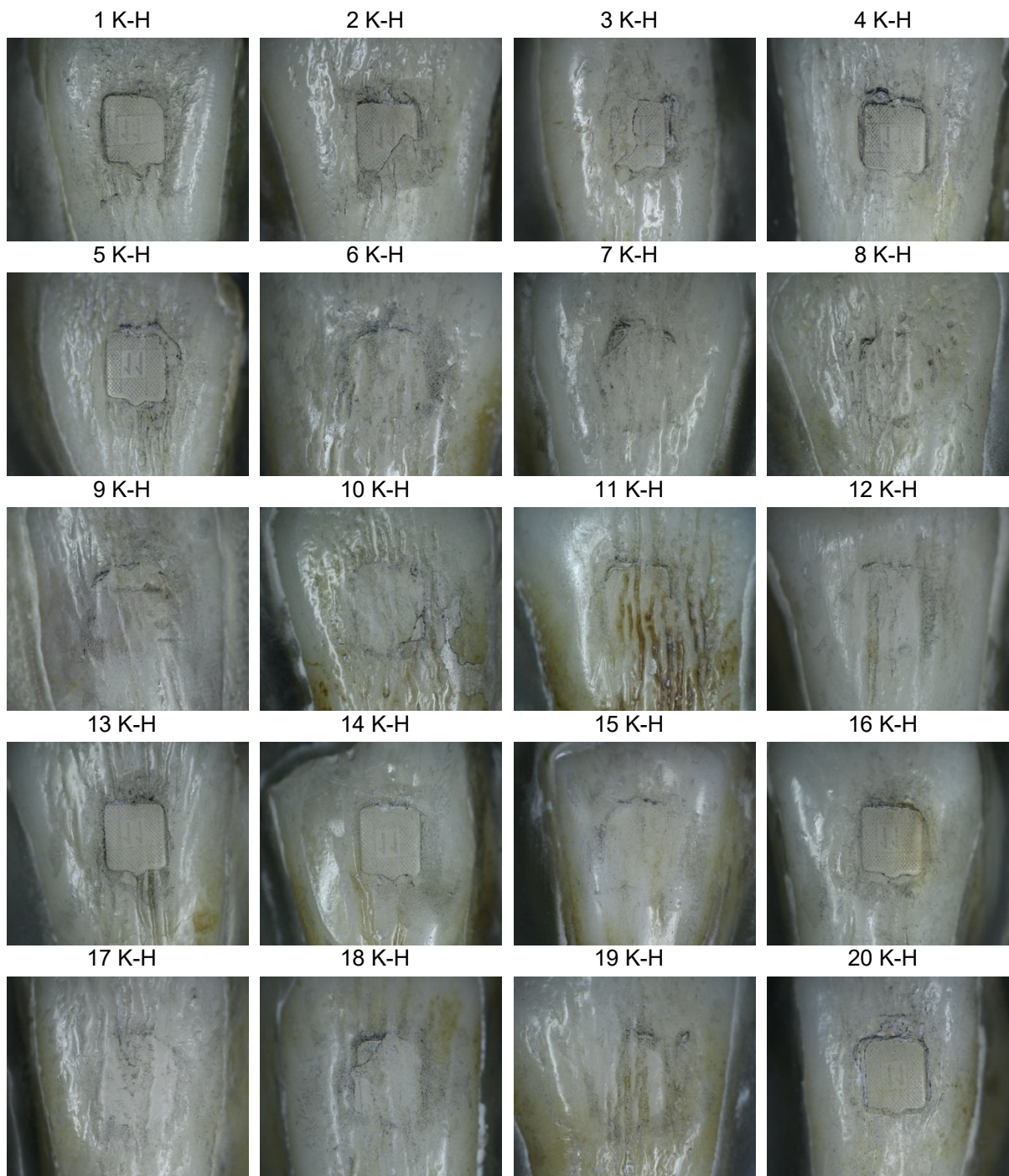


Abbildung 29: Zahnoberfläche und Bruchmuster nach Abscherung der direkt von Hand mit Keramikbrackets beklebten Zähne

Lichtmikroskopische Aufnahme der Rinderzähne nach Abscherung der Brackets und Kontrastverstärkung mit Grafitpulver; K: Keramik; H: Hand; die Abbildungen sind aufsteigend nummeriert.

3.4.3 Metallbrackets indirekt mit additiv gefertigten Übertragungsschienen geklebt (M-A)

Bei den in Abbildung 30 abgebildeten Zahnoberflächen und Bruchmustern handelt es sich um Zähne, bei denen die Metallbrackets mithilfe einer im additiven Verfahren hergestellten Schiene beklebt und daraufhin die Brackets abgesichert wurden. Es sind bei zwölf Proben gemischte Brüche zu erkennen. Acht der Proben (1 M-A, 2 M-A, 4 M-A, 8 M-A, 15 M-A, 16 M-A, 17 M-A, 19 M-A) zeigen einen adhäsiven Bruch.

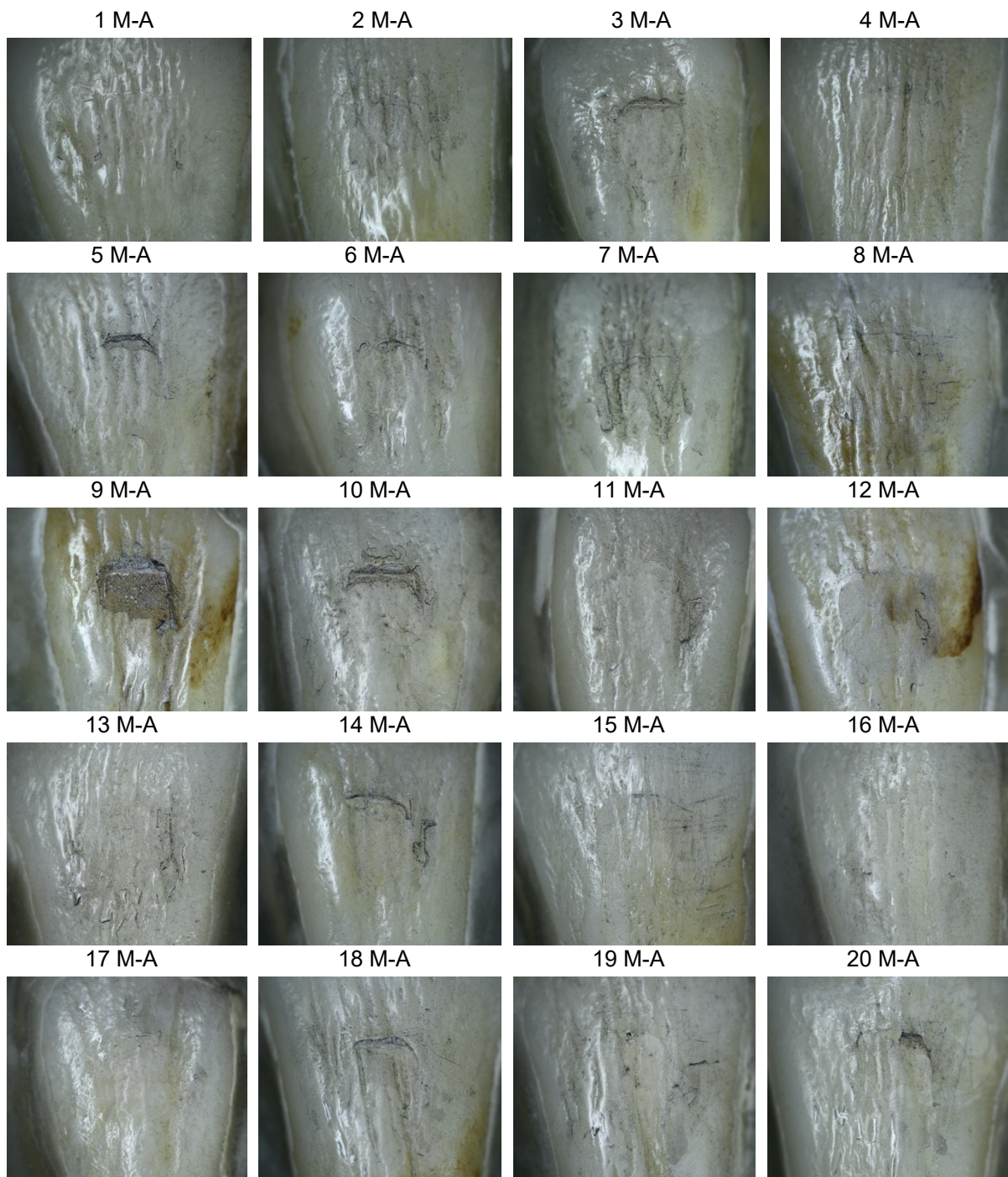


Abbildung 30: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschienen „Additiv“ und Metallbrackets beklebt waren

Lichtmikroskopische Aufnahme der Rinderzähne nach Abscherung der Brackets und Kontrastverstärkung mit Grafitpulver; M: Metall; A: Additiv gefertigte Übertragungsschiene; die Abbildungen sind aufsteigend nummeriert.

3.4.4 Keramikbrackets indirekt mit additiv gefertigten Übertragungsschienen beklebt (K-A)

Bei den in Abbildung 31 abgebildeten Zahnoberflächen und Bruchmustern handelte es sich um Prüfkörper, deren Keramikbrackets mithilfe einer additiv gefertigten Schiene auf die Zähne übertragen worden waren. Es wurden elf gemischte und sechs adhäsive Brüche (1 K-A, 3 K-A, 6 K-A, 8 K-A, 16 K-A, 17 K-A) sowie drei Proben mit einem kohäsiven Bruch (13 K-A, 19 K-A, 20 K-A) dokumentiert.

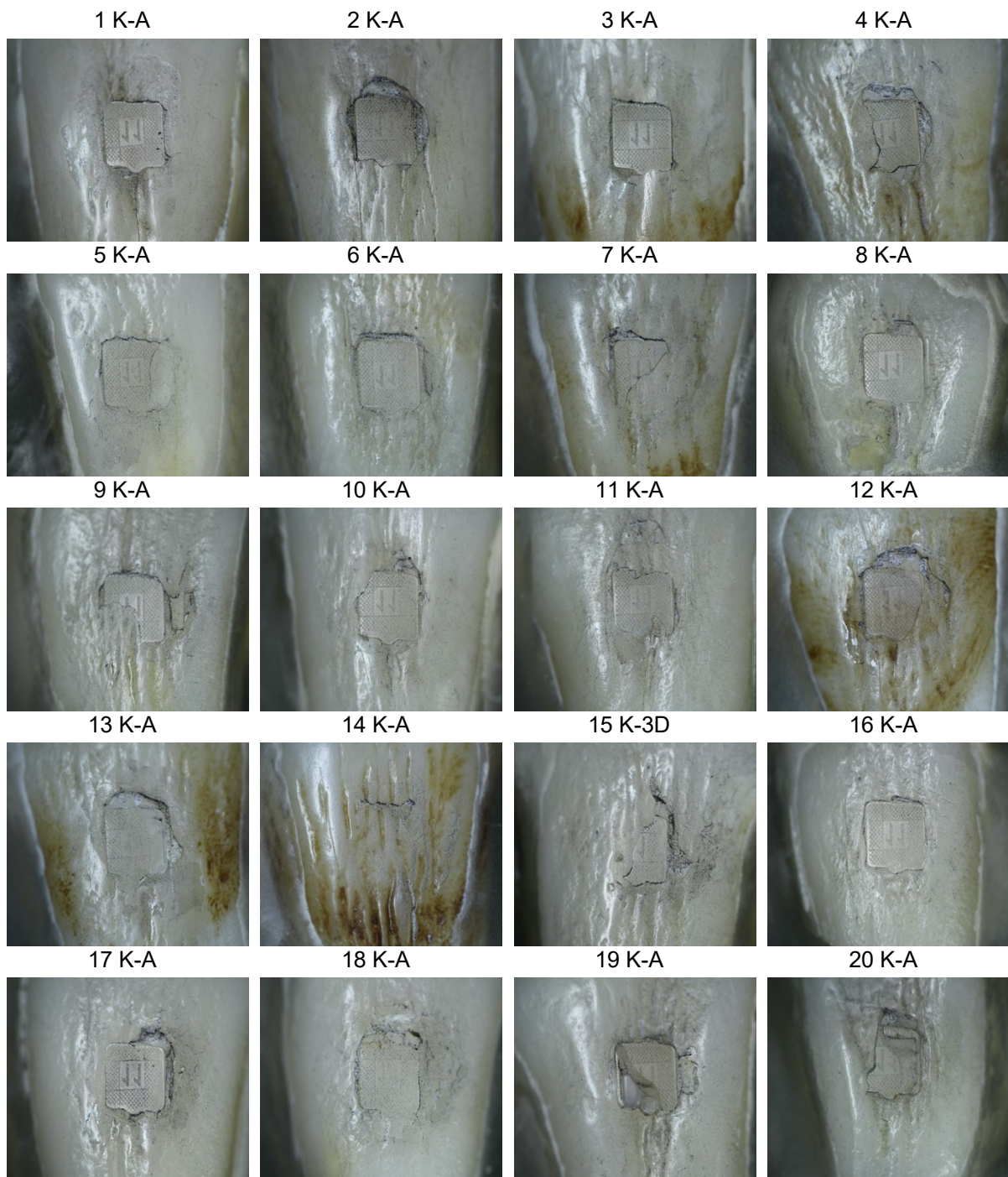


Abbildung 31: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschienen „Additiv“ und Keramikbrackets beklebt waren

Lichtmikroskopische Aufnahme der Rinderzähne nach Abscherung der Brackets und Kontrastverstärkung mit Grafitpulver; K: Keramik; A: additiv gefertigte Übertragungsschiene; die Abbildungen sind aufsteigend nummeriert.

3.4.5 Metallbrackets indirekt mit Übertragungsschienen aus Silikon geklebt (M-S)

Abbildung 32 zeigt die verschiedenen Zahnoberflächen und Bruchmuster nach Abscherung der Metallbrackets. Es wurden bei acht Proben (2 M-S, 3 M-S, 4 M-S, 5 M-S, 12 M-S, 16 M-S, 18 M-S, 19 M-S,) rein adhäsive Bruchmuster festgestellt. Bei den anderen zwölf Proben sind gemischte Bruchmuster zu erkennen.

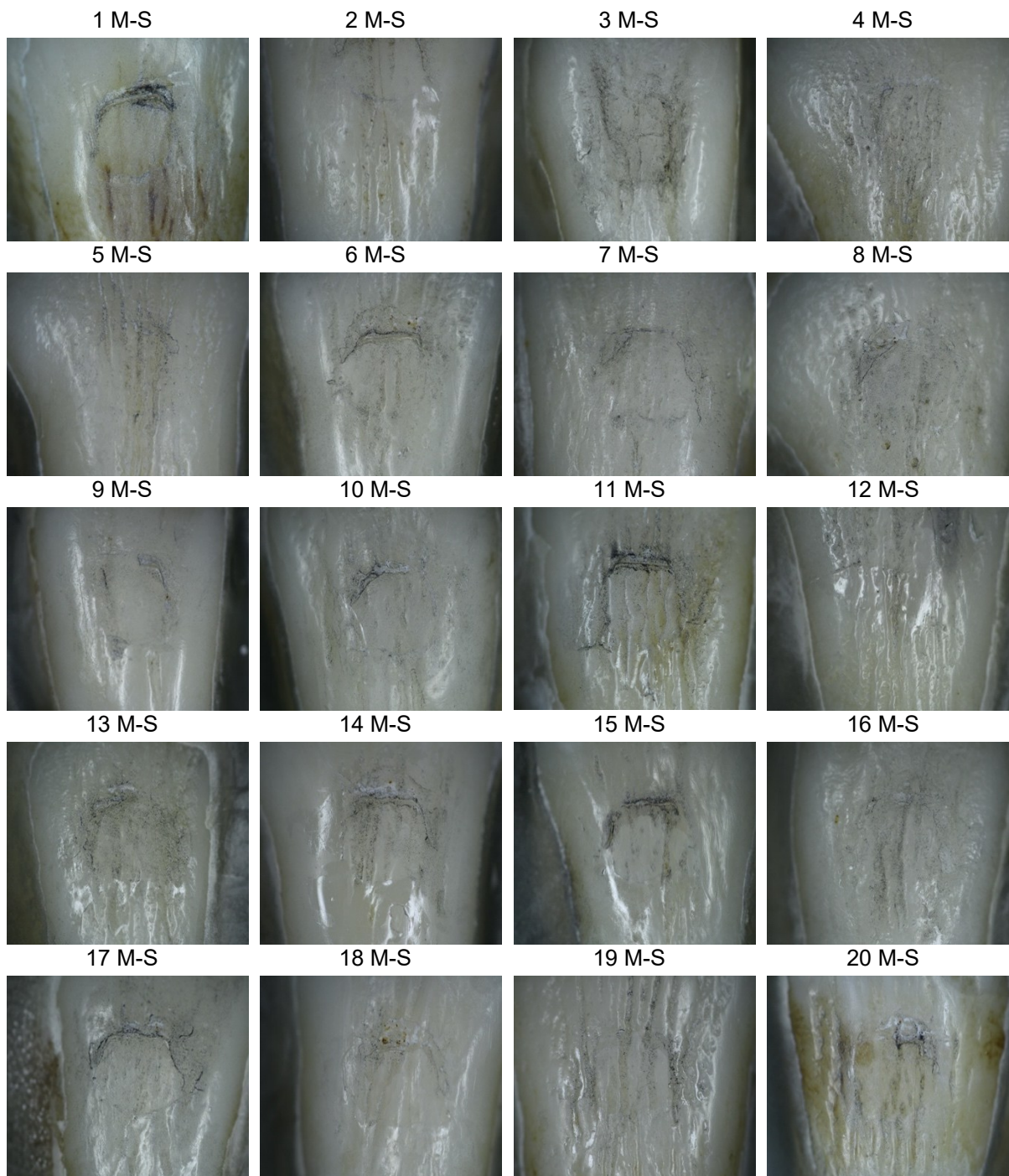


Abbildung 32: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschienen „Silikon“ und Metallbrackets beklebt waren

Lichtmikroskopische Aufnahme der Rinderzähne nach Abscherung der Brackets und Kontrastverstärkung mit Grafitpulver; M: Metall; S: aus Silikon gefertigte Übertragungsschiene; die Abbildungen sind aufsteigend nummeriert.

3.4.6 Keramikbrackets indirekt mit Übertragungsschienen aus Silikon geklebt (K-S)

Folgend (Abbildung 33) sind die Zahnoberflächen und Bruchmuster für die indirekt mit Übertragungsschiene „Silikon“ beklebten Keramikbrackets nach dem Abscherversuch aufgeführt. Elf Proben werden als gemischte Brüche eingeteilt, neun Proben (1 K-S, 3 K-S, 4 K-S, 5 K-S, 7 K-S, 10 K-S, 14 K-S, 16 K-S, 20 K-S) werden als adhäsive Bruchmuster eingestuft.



Abbildung 33: Zahnoberflächen und Bruchmuster der Zähne, die indirekt mit Übertragungsschiene „Silikon“ und Keramikbrackets beklebt waren

Lichtmikroskopische Aufnahme der Rinderzähne nach Abscherung der Brackets und Kontrastverstärkung mit Grafitpulver; M: Metall; S: aus Silikon gefertigte Übertragungsschiene; die Abbildungen sind aufsteigend nummeriert.

3.4.7 Bewertung der Bruchmuster

In Tabelle 7 ist eine Zusammenfassung der Bruchmuster und der Adhäsivreste an den Zähnen in Abhängigkeit vom Klebverfahren und Bracketmaterial dargestellt. Die Überreste reichen von knapp 10 % bei indirekter Klebung der Metallbrackets mit Silikonschienen bis zu knapp 90 % Adhäsivreste bei indirekter Klebung der Keramikbrackets mit Silikonschienen.

Das gemischte Bruchmuster kam mit $n = 82$ am häufigsten vor. Nur drei Bruchstellen nach dem Abscheren eines indirekt mithilfe einer additiv gefertigten Schiene geklebten Keramikbrackets wurden als kohäsives Bruchmuster eingestuft. Alle anderen Brüche konnten einem adhäsiven Bruchmuster zugeordnet werden.

Tabelle 7: Bruchmuster und durchschnittlicher Verbleib der Adhäsivreste auf dem Zahn nach Abscherung der Brackets

Klebeverfahren	Bruchmuster			Adhäsivreste [%]
	adhäsiv	gemischt	kohäsiv	
Metallbracket				
Direkt	1	19	-	12,2 %
Indirekt Additiv	8	12	-	16,8 %
Indirekt Silikon	8	12	-	9,6 %
Keramikbracket				
Direkt	3	17	-	42,1 %
Indirekt Additiv	6	11	3	86,2 %
Indirekt Silikon	9	11	-	89,8 %

3.5 Varianzanalyse (ANOVA) der Adhäsivreste

Im nächsten Schritt wurde verglichen, nach welcher Klebemethode und mit welchen Brackets die wenigsten Reste des Adhäsivs nach dem Abschertest am Zahn zurückgeblieben waren. Wurden die Zähne mit Metallbrackets beklebt, erzielte die Gruppe mit additiv gefertigten Übertragungsschienen mit einem Mittelwert von $16,75 \pm$

19,94 % verbliebenen Adhäsivresten auf dem Zahn das höchste Ergebnis (Abbildung 34). Nach der Verwendung der Silikonschienen waren nach dem Abscheren durchschnittlich $7,6 \pm 8,94$ % der Fläche noch mit dem Adhäsiv bedeckt. Nach dem Kleben per Hand blieben $12,15 \pm 8,88$ % Adhäsivreste. Nur zwischen der Gruppe mit additiv geformter Schiene und der Gruppe mit Silikonschiene konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 0,0379$;

Tabelle 8).

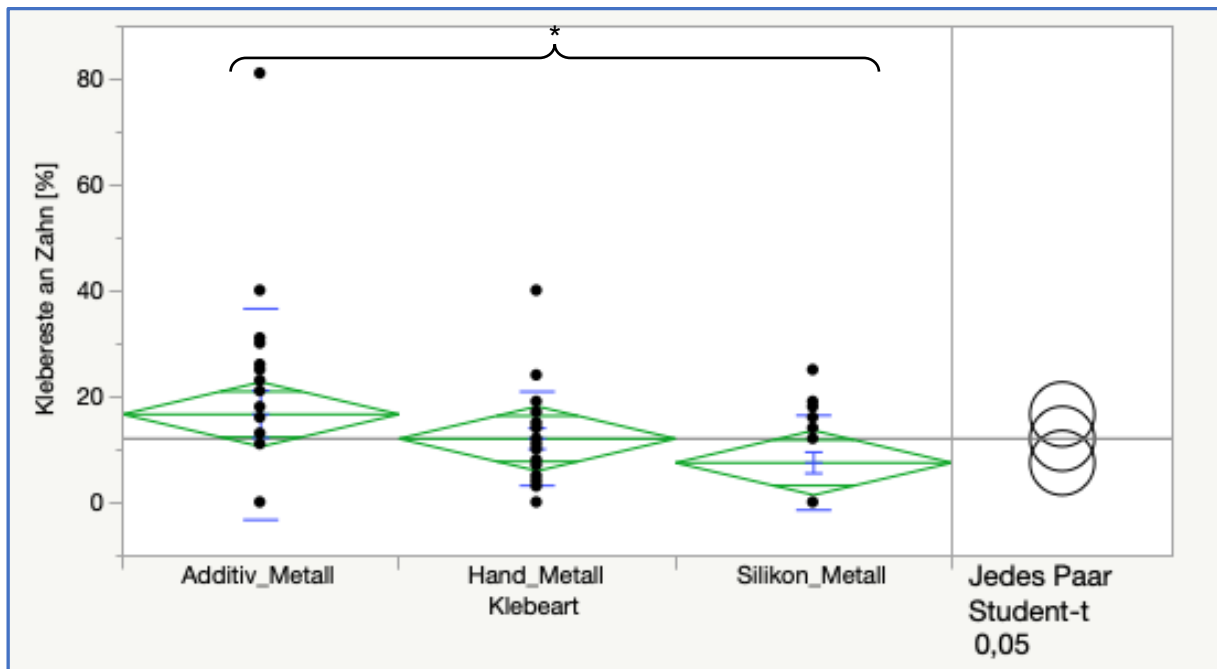


Abbildung 34: Vergleich der Adhäsivreste am Zahn in [%] nach dem Abscheren der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Varianzanalyse des Flächenanteils der Adhäsivreste [%]; mit t-Test der unterschiedlichen Gruppen: Additiv_Metall: Metallbrackets mithilfe einer im additiven Verfahren hergestellten Übertragungsschiene geklebt; Hand_Metall: Brackets von Hand geklebt; Silikon_Metall: Brackets mithilfe einer Silikonschiene geklebt; jeweils $n = 20$. Ordinate: Flächenanteil des Adhäsivrests unter dem Bracket in [%]; *: Zwischen den Gruppen „Additiv Metall“ und „Silikon Metall“ konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 0,039$).

Tabelle 8: Statistische Auswertung der Adhäsivreste der Metallbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Verglichene Gruppen		Differenz der Mittelwerte	Differenz des Standardfehlers	Konfidenzintervall	p
Additiv	Hand	4,60	4,31	-4,02–13,22	0,2899
Silikon	Hand	4,55	4,31	-4,07–13,17	0,2951
Additiv	Silikon	9,15	4,31	0,53–17,77	0,0379 *

Additiv: Keramikbrackets mithilfe einer im additiven Verfahren hergestellten Übertragungsschiene geklebt; Hand: Brackets von Hand geklebt; Silikon: Brackets mithilfe einer Silikonschiene geklebt; jeweils n = 20. * statistisch signifikant $p < 0,05$.

Wurden die Zähne mit Keramikbrackets beklebt, erzielte die Gruppe mit Silikonübertragungsschienen mit einem Mittelwert von $89,90 \pm 29,06$ % verbliebenen Adhäsivresten auf dem Zahn das höchste Ergebnis (Abbildung 35). Nach der Verwendung der additiv geformten Schienen war nach dem Abscheren durchschnittlich $86,15 \pm 22,38$ % der Fläche noch mit dem Adhäsiv bedeckt. Nach dem Kleben per Hand blieben $45,00 \pm 45,05$ % Klebereste. Zwischen der Gruppe mit additiv geformter Schiene und der Gruppe mit per Hand geklebten Brackets war der Unterschied statistisch signifikant ($p = 0,0003$; Tabelle 9); auch der Unterschied zwischen der Silikongruppe und der Gruppe der mit Hand geklebten Brackets war statistisch signifikant ($p < 0,0001$).

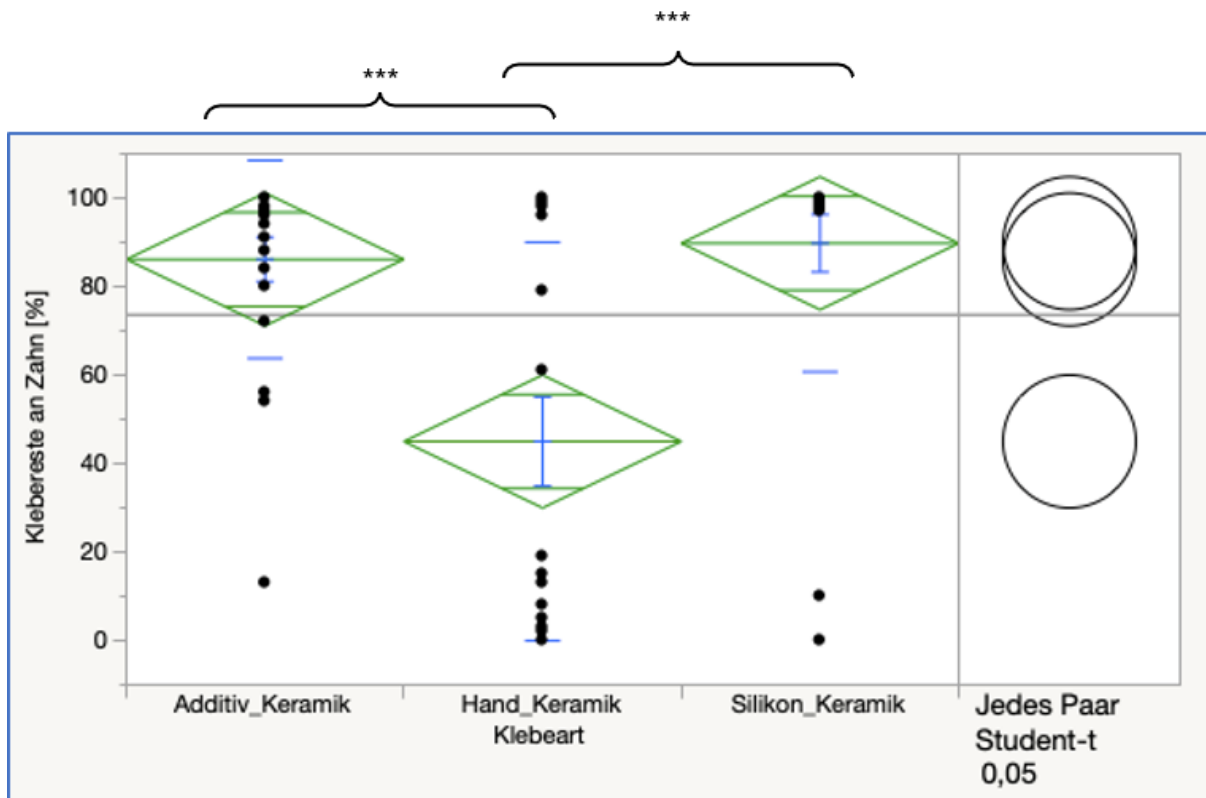


Abbildung 35: Vergleich der Adhäsivreste am Zahn in [%] nach dem Abscheren der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Varianzanalyse des Flächenanteils der Adhäsivreste [%]; mit t-Test der unterschiedlichen Gruppen: Additiv_Keramik: Keramikbrackets mithilfe einer im additiven Verfahren hergestellten Übertragungsschiene geklebt; Hand_Keramik: Brackets von Hand geklebt; Silikon_Keramik: Brackets mithilfe einer Silikonschiene geklebt; jeweils $n = 20$. Ordinate: Flächenanteil des Adhäsivrests unter dem Bracket in [%]; ***: signifikanter Unterschied ($p < 0,001$).

Tabelle 9: Statistische Auswertung der Adhäsivreste der Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Klebemethode

Verglichene Gruppen		Differenz der Mittelwerte	Differenz des Standardfehlers	Konfidenzintervall	p
Additiv	Hand	41,15	10,61	19,91–62,39	0,0003***
Silikon	Hand	44,80	10,61	23,56–66,04	<0,0001***
Additiv	Silikon	3,65	10,61	-17,59–24,89	0,7320

Additiv: Keramikbrackets mithilfe einer im additiven Verfahren hergestellten Übertragungsschiene geklebt; Hand: Brackets von Hand geklebt; Silikon: Brackets mithilfe einer Silikonschiene geklebt; jeweils $n = 20$. *** statistisch signifikant $p < 0,001$.

Bei der Analyse des verbliebenen Adhäsivs zeigte sich, dass nach dem Abscheren bei den Keramikbrackets deutlich mehr Adhäsivreste am Zahn verblieben als bei den Metallbrackets. Bei den Keramikbrackets wiesen die indirekt mit Silikonschiene beklebten Zähne mit fast 90 % die meisten Adhäsivreste auf, gefolgt von der Gruppe „indirekt Additiv“ beklebter Zähne mit 86,2 %. Die direkt beklebte Gruppe der Keramikbrackets war mit 42,1 % noch deutlich höher als die Gruppe „indirekt Additiv“ mit der höchsten Adhäsivresteanzahl der Metallbrackets mit 16,8 %. Die Gruppe „indirekt Silikon“ der Metallbrackets wies am wenigsten Überreste nach dem Abzug der Brackets auf (9,8 %). Höchst signifikante ($p < 0,001$) Unterschiede ergaben sich bei den Keramikbrackets zwischen den Gruppen „Silikon Keramik“ und „Hand Keramik“ sowie den Gruppen „Additiv Keramik“ und „Hand Keramik“. Bei den mit Metallbrackets beklebten Zähne ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen „Additiv Metall“ und „Silikon Metall“.

3.6 Regressionsanalyse und Effektstärken der Adhäsivreste

Im nächsten Schritt sollte festgestellt werden, welche Variable welchen Effekt auf das Vorhandensein von Adhäsivresten auf dem Zahn ausübt. Dazu wurde die Effektstärke in Form des linearen Regressionskoeffizienten berechnet. Weiterhin wurde – ebenso wie bei der Scherhaftfestigkeit (Kapitel 3.3) – der Wert des „Schätzers“ eingeführt, der den durch die Variable ausgeübten Effekt in % Adhäsivreste ausdrückt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 10 zusammengefasst.

Tabelle 10: Lineare Regression mit Effektstärke der Adhäsivreste

Variable	Schätzer [MPa]	Std.-Fehler	t-Wert	Wahrsch> Itl	Std.-Beta
Klebmethode im Vergleich zu Schienen aus additivem Verfahren					
Silikon	5,79	6,63	0,87	0,384	0,08
Hand	-14,33	6,63	-2,16	0,033	-0,19
Bracket im Vergleich zu Metall					
Keramik	30,74	4,69	6,56	< 0,0001	-0,51

Der Effekt der Klebemethode „indirekt Silikon“ auf die Adhäsivreste verglichen mit der Klebemethode „indirekt Additiv“ betrug im „Schätzer“ 5,79 % (Std.-Beta 0,08). Die Klebemethode hatte hier im Vergleich zur Kontrollgruppe eher einen kleinen, nicht signifikanten Effekt auf den Outcome.

Der Effekt der Klebemethode „direkt Hand“ auf die Menge der Adhäsivreste verglichen mit der Klebemethode „indirekt Additiv“ betrug im Schätzer -14,34 % (Std.-Beta -0,19) und war somit signifikant geringer als der Outcome der Kontrollgruppe „indirekt Additiv“. Dies zeigte, dass es einen deutlichen Effekt auf die Adhäsivreste hat, je nachdem, mit welcher der beiden Methoden die Brackets geklebt worden waren. Dies wird durch Wahrsch. > Itl, die mit 0,03 kleiner ist als 0,05 auf dem alpha-Niveau, bewiesen.

Der Effekt der Bracketart „Metall“ auf die Menge der Adhäsivreste, verglichen mit der Bracketart „Keramik“, betrug im Schätzer 30,74 % (Std.-Beta 0,51), war also signifikant höher. Das bedeutet, die Bracketart hat großen Einfluss darauf, wie viel Adhäsivreste am Zahn verblieben. Dies wird durch Wahrsch. > Itl < 0,0001 auf dem alpha-Niveau bewiesen.

4 Diskussion

Das In-vitro-Modell mit der Verwendung von Rinderincisivi wurde erfolgreich in Studien verwendet, die die Haftung des Brackets auf der Schmelzoberfläche unter Verwendung verschiedener Adhäsive bewerteten (Fröhlich et al. 2021; Krifka et al. 2008). Daher wurde in der vorliegenden Arbeit auf dieses Setting zurückgegriffen, um die Abzugskraft (Scherhaftfestigkeit) und die entsprechenden Bruchmuster von direkt bzw. indirekt geklebten Brackets zu untersuchen.

Dabei zeigt sich generell, dass die Werte für die für das Abscheren notwendige Kraft deutlich über den 6 bis 8 MPa lagen, die für einen Therapieerfolg ermittelt wurden (Reynolds und Fraunhofer 1976). Grund dafür könnte sein, dass der Haftverbund nicht durch diverse andere Faktoren neben der reinen Kraftapplikation durch die Prüfmaschine beeinflusst wurde. Beispielsweise konnte nachgewiesen werden, dass auch bei In-vitro-Versuchen die Scherhaftfestigkeit durch das Studiendesign und die Art der Probenvorbereitung beeinflusst wird (El Mourad 2018). Zudem hat sowohl die Oberflächenbeschaffenheit der Klebefläche der Brackets als auch die Materialwahl der Brackets einen Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit (Elsaka 2016; Marquezan et al. 2010). Weitere Einflussfaktoren sind die Art der Adhäsivpolymerisation (Hu und Li 2022) und das Prozedere beim Anätzen des Zahnschmelzes (Hellak et al. 2016).

Daher wurde bei der Versuchsplanung und -durchführung auf die Standardisierung aller Arbeitsschritte von der Probenvorbereitung bis zu den Abzugsversuchen geachtet. Somit sind die damit erhobenen Daten innerhalb der Studie vergleichbar. Der direkte Vergleich der absoluten Werte der Kraftmessung mit den Werten anderer Studien oder In-vivo-Untersuchungen ist jedoch nicht unbedingt gewährleistet. Die vergleichsweise hohen Werte der Scherhaftkraft bestätigen frühere In-vitro-Untersuchungen (Klocke et al. 2003; Prylińska-Czyżewska et al. 2022; Yassaei et al. 2014).

4.1 Einfluss von Klebemethode und Bracketmaterial auf die Scherhaftfestigkeit

Die Rinderzähne wurden mit Brackets beklebt, welche für obere menschliche Schneidezähne (Zahn 11) konzipiert worden waren. Da beide Zahnkronen kaum Krümmung aufweisen, konnte das Adhäsiv in nahezu gleichmäßiger Schichtdicke aufgetragen und zur Aushärtung gebracht werden. Jede der gebildeten Untergruppen war homogen,

was eine Interpretation der erzielten Ergebnisse erleichtert. Zudem wurden die Rinderzähne vor dem Anbringen der Brackets auf eine eventuelle Demineralisierung des Zahnschmelzes überprüft und alle gleichermaßen gereinigt und konditioniert, um homogene Testbedingungen zu gewährleisten.

Die mit Abstand geringsten Werte wurden beim Kleben der Metallbrackets von Hand gemessen (17,45 MPa). Die Messwerte nach indirekter Klebung, aber auch der Wert der Keramikbrackets, die von Hand geklebt wurden, lagen deutlich darüber und unterschieden sich in Abhängigkeit vom Material der Übertragungsschienen nur gering voneinander (M/Additiv 26,15 MPa, K/Additiv 21,25 MPa, M/Silikon 22,7 MPa, K/Silikon 20,7 MPa).

Die Größenordnung der Scherhaftfestigkeit ist vergleichbar mit den Werten, die Simão et al. (2024) an ihrem In-vitro-Modell mit Rinderzähnen nach dem Kleben von Hand messen konnten (17 MPa). Weiterhin stellten die Autoren in ihrem Setting fest, dass die indirekt geklebten Brackets eine Scherhaftfestigkeit von lediglich $5,3 \pm 2,4$ MPa aufwiesen. Wurde die Bracketoberfläche vor dem Übertragen auf den Zahn nur mit Wasser und Luft gereinigt, reduzierte sich diese auf lediglich $3,52 \pm 2,49$ MPa. Einen Grund für diese relativ geringen Werte liefern die Autoren jedoch nicht (Simão et al. 2024). Bei der Verwendung der Übertragungsschienen aus Silikon war zum Teil ebenfalls ein Waschschrift mit Wasser nötig, um Adhäsivreste zu entfernen. Allerdings wurden in den bei der hier vorgelegten Studie gemessenen Scherhaftfestigkeiten im Gegenteil durchgehend höhere Werte als nach der Handklebung gemessen.

Was die bei den mechanischen Schertests erzielten Werte anbelangt (zwischen 17,75 und 26,15 MPa), so könnten alle untersuchten Brackets in einem klinischen Szenario erfolgreich eingesetzt werden, da die für die Zahnbewegung erforderlichen minimalen Scherwiderstandslasten zwischen 5,9 und 7,9 MPa erreicht werden (Vasques et al. 2005). Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen von (Menini et al. 2014), die in vivo an 52 Patienten zeigen konnten, dass die Versagerquote im Beobachtungszeitraum von 15 Monaten beim Vergleich zwischen dem direkten und dem indirekten Kleben von Metallbrackets nicht statistisch signifikant unterschiedlich war; auch hier waren beide Verfahren klinisch geeignet.

Swetha et al. (2011) konnten an humanen Prämolaren in vitro zeigen, dass sich die Scherhaftfestigkeit zwischen direkt und indirekt geklebten Brackets statistisch nicht signifikant unterschied, wobei die Werte zwischen 15 und 16 MPa lagen. Damit sind die Werte mit den hier gemessenen von Hand geklebten Metallbrackets vergleichbar. Einerseits bestätigen damit Swetha et al., dass die in der hier vorgelegten Arbeit gemessenen Werte von den Rinderzähnen auf menschliche Zähne übertragbar sind, andererseits führen möglicherweise modernere Adhäsive zu einer stärkeren Haftkraft als die klassischen, für das Handkleben entwickelten Adhäsive.

Eine Verringerung der Haftfestigkeit im zeitlichen Verlauf einer kieferorthopädischen Therapie wäre hier sogar wünschenswert, um das Risiko einer Beschädigung des Zahnschmelzes beim Entfernen kieferorthopädischer Brackets zu reduzieren (Soares et al. 2016). Nach Reynolds et al. sollte die maximale Haftfestigkeit vor dem Ablösen der Brackets unter der Schmelzbruchschwelle von 5,9 bis 7,8 MPa liegen (Reynolds 1975). Eine neuere Studie bezifferte die durchschnittliche Scherhaftfestigkeit mit $14,05 \pm 6,52$ MPa (Cruz et al. 2021).

4.2 Bruchmuster in Abhängigkeit von Klebemethode und Bracketmaterial

Bei den Bruchmustern dominierten die gemischten Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv. Dies kann positiv bewertet werden, da nur ein geringer Anteil des Adhäsivs auf dem Zahn verbleibt, dieser kann schonend durch Finieren und Polieren entfernt werden. Damit ist die Gefahr von Schmelzausrissen minimiert. Der Rest der Brüche wurde als „adhäsiv“ eingestuft. Lediglich drei Keramikbrackets, die indirekt mit einem CAD/CAM Verfahren geklebt worden waren, waren kohäsiv gebrochen und Bracketanteile auf dem Zahn verblieben. Der kohäsive Bruch stellt die größte Herausforderung dar, da das Entfernen der verbliebenen Bracketreste einen erheblichen Mehraufwand und damit Zeitverlust bedeutet. Es waren bei keiner Probe lichtmikroskopisch Schmelzausrisse festzustellen. Dies spricht für die verwendeten Methoden als auch Materialien, da dies auch am Patienten unbedingt zu vermeiden ist.

Eine Studie von Chen et al. (2007) dokumentierte anhand von rasterelektronenmikroskopischen (REM) Aufnahmen, dass in 25 % der Fälle des Ablösens von Keramikbrackets kohäsive Brüche mit Schäden an der Schmelzstruktur auftraten. Dabei handelte es sich um Krater, Erosionsvertiefungen und einen weitgehenden Verlust der aprisma-

tischen Schmelzschicht. Dies wurde durch die Röntgen-Energiedispersions-Spektroskopie (EDS) bestätigt, da bei einer Gruppe nach der Bracketentfernung ein signifikant geringerer Kalziumanteil im Schmelz nachgewiesen wurde. Regelrechte Schmelzausrisse wurden jedoch auch hier nicht festgestellt (Chen et al. 2007).

Die Entfernung von Adhäsivresten darf nur der Behandler selbst oder eine weitergebildete Fachkraft durchführen, da Verletzungen des Zahnschmelzes unbedingt verhindert werden müssen. Unter diesem Gesichtspunkt sollte auf Metallbrackets zurückgegriffen werden. Selbst die Gruppe, bei der nach der Entfernung der Metallbrackets die meisten Adhäsivreste zurückblieben (indirekt Additiv), war mit 16,8 % deutlich geringer betroffen als die Gruppe, die den niedrigsten Prozentsatz (42,1 %) bei den Keramikbrackets aufwies (direkt Keramik). Falls aus ästhetischen Gründen oder auf direkten Patientenwunsch auf Keramikbrackets zurückgegriffen wird, wäre hierbei die direkt von Hand geklebte Methode zu bevorzugen, diese hatte im Mittelwert (22,02 MPa) die höchste Scherhaftfestigkeit verbunden mit den geringsten Adhäsivresten.

Allgemein kann von den Adhäsivresten nicht auf den Grad der Scherhaftfestigkeit geschlossen werden. Während bei den Keramikbrackets die Gruppe „indirekt Silikon“ fast 90 % Adhäsivreste aufwies, hatte diese in der Gruppe der Keramikbrackets jedoch die niedrigste Scherhaftfestigkeit mit 20,65 MPa. Anders verhielt sich der Sachverhalt in der Gruppe der Metallbrackets, hier wies die Gruppe mit den meisten Adhäsivresten „indirekt Additiv“ mit 16,8 % auch die höchste Scherhaftfestigkeit (26,66 MPa) auf.

Da die beiden Werte sehr weit auseinanderlagen, gibt es möglicherweise einen Punkt, an dem ein Mehr an Adhäsivresten und damit eventuell ein Mehr an verwendetem Adhäsiv den Halt wieder verringern. Es war zu beobachten, dass bei der Gruppe der Keramikbrackets die direkt geklebten Brackets mit 42,1 % Adhäsivresten die höchste Scherhaftfestigkeit (22,02 MPa) aufwies. Gegen diese These spricht allerdings das Verhalten der Metallbrackets: Hier hat die Gruppe der direkt geklebten Brackets mit circa 12 % Adhäsivresten eine niedrigere Scherhaftfestigkeit (17,4 MPa) als die Gruppe „indirekt Silikon“ mit dem niedrigsten Adhäsivrestanteil von 9,6 %, aber mit 22,6 MPa war die Scherhaftfestigkeit deutlich höher. Abgesehen von diesen Extremen und bei getrennter Betrachtung der Gruppen der Keramik- und Metallbrackets kann eine Tendenz erkannt werden, dass je weniger Adhäsivreste am Zahn verbleiben, eine höhere Scherhaftfestigkeit erreicht wird. Dieser Punkt sollte separat untersucht werden.

4.3 Stärken und Limitationen

Zur Evaluierung neuer Behandlungsmethoden in der Zahnmedizin können nicht sofort Tests an Patienten durchgeführt werden. Daher ist die Entwicklung und Verwendung einer In-vitro-Testmethode von entscheidender Bedeutung, um derartige Verfahren mit dem Behandlungsstandard vergleichen und bewerten zu können. Die Verwendung von Rinderincisivi, die in ausreichender Zahl zur Verfügung stehen, bietet dabei auch beim Zahnmaterial selbst eine Vereinheitlichung und Standardisierung, die bei Patienten auch in einem Split-Mouth-Experiment nicht erreicht werden können. Da es hier vor allem auf die Bewertung des Übertragungsinstruments für die Brackets ankam, reichte die In-vitro-Methode zur Beantwortung der Fragestellung aus.

Die vorliegende Studie weist einige Limitationen auf, die dem Versuchsaufbau geschuldet sind: Es wurden keine Faktoren berücksichtigt, die die Scherhaftfestigkeit möglicherweise reduziert hätten, wie beispielsweise Speichel, Temperaturänderungen in der Mundhöhle und/oder okklusale Kräfte. Damit kann von den hier erreichten Scherhaftfestigkeiten nicht bedingungslos auf die Situation in vivo geschlossen werden. Weiterhin dauert eine typische kieferorthopädische Behandlung viele Monate oder auch Jahre. Da sich die Haftfestigkeitswerte des Adhäsivs im zeitlichen Verlauf reduzieren, konnte dieser Prozess in dem hier verwendeten Setting nicht reproduziert werden.

Es wurde die Haftfestigkeit von lediglich zwei Brackettypen untersucht. Möglicherweise variierten die Werte für die Adhäsivreste aufgrund der Beschaffenheit der Klebefläche, auf die das Adhäsiv aufgetragen wird, und nicht aufgrund des unterschiedlichen Bracketmaterials. Dies konnte in der hier vorliegenden Arbeit damit nicht überprüft werden.

Darüber hinaus wurden die Brackets durch die Universalprüfmaschine Zwick Z020 mit konstanter Traversengeschwindigkeit von $1 \pm 0,1$ mm/min abgezogen. Diese Kraftapplikation kommt klinisch nicht vor. Ein ungewolltes Lösen des Brackets geschieht zumeist durch einen einzelnen Kraftstoß beim Zubeißen. Das reguläre Ablösen wird, zumindest bei den Metallbrackets, durch eine Verformung der Bracketbasis durch die Ablöse-Zange erreicht.

Im Hinblick auf die Schmelzdemineralisierung nach dem Entfernen der Brackets oder auf Schmelzausrisse wäre eine REM-Überprüfung hilfreich, um die klinische Unbedenklichkeit der hohen gemessenen Abzugswerte zu bestätigen oder zu widerlegen.

4.4 Schlussfolgerungen und klinische Relevanz

Zusammenfassend lassen sich folgende Aussagen treffen: Es gab teils deutliche, signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen in Bezug auf die Scherhaftfestigkeit, die zur Ablösung der Brackets erforderlich waren. Alle gemessenen Werte übertrafen jedoch die klinischen Anforderungen an die Haftfestigkeit deutlich. Das galt für alle Arten der unterschiedlichen Aufbringungsverfahren (direkt, indirekt mittels „Additiv“ gefertigter Schiene und indirekt mittels Silikonschiene) genauso wie für die Materialwahl der Brackets (Metall oder Keramik). Daher erscheinen alle drei getesteten Übertragungsverfahren und beide Bracketmaterialien als klinisch geeignet.

Das überwiegende Bruchmuster war gemischt. Die hohen gemessenen Abzugswerte bergen theoretisch das Risiko, dass durch das Ablösen der Brackets Schäden am Zahnschmelz entstehen. Die Gefahr besteht vor allem bei Keramikbrackets, da sich hier beim Ablösen die Bracketbasis nicht verformen lässt. Durch die lichtmikroskopische Analyse der oberflächlichen Topografie des Schmelzes nach dem Abscheren ließen sich Veränderungen der Schmelzmikrostruktur und/oder kleine Schmelzausrisse nicht feststellen, können aber auch nicht ausgeschlossen werden.

Die Hypothese, dass es keinen Unterschied hinsichtlich des Haftverbundes von Bracket und Zahnschmelz in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Klebetechniken (direkt, indirekt Additiv und indirekt Silikon) gibt, muss abgelehnt werden. Nach einer direkten Klebung der Metallbrackets per Hand wurden statistisch signifikant niedrigere Scherhaftfestigkeiten ermittelt als bei den indirekt Additiv geklebten Brackets. Allerdings sind diese Unterschiede klinisch vermutlich nicht relevant, da die minimale für eine Behandlung notwendige Scherhaftfestigkeit von allen Systemen überschritten wird. Weiterhin waren nach der Klebung per Hand statistisch signifikant weniger Kleberreste am Zahn als nach indirekter Klebung mithilfe einer additiv gefertigten Übertragungsschiene.

Die Hypothese, dass es keinen Unterschied hinsichtlich des Haftverbundes von Brackets und Zahnschmelz in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Bracketmaterialien gibt, muss angenommen werden. Obwohl die Handverklebung von Metallbrackets zu etwas geringeren Scherhaftfestigkeiten führte, war dies nicht auf die Beschaffenheit des Bracketmaterials zurückzuführen, da indirekt geklebt zwischen den Metall- und Keramikbrackets kein Unterschied mehr festzustellen war.

Die in dieser Studie gemachten Beobachtungen und die klinische Erfahrung bei der Verwendung von additiv gefertigten Übertragungsschienen beim indirekten Bracketkleben zeigen, dass mit diesem Vorgehen ausreichend hohe Haftfestigkeitswerte erzielt werden können, um ein ungewolltes Ablösen des Brackets während der kieferorthopädischen Behandlung weitgehend auszuschließen. Zudem spart dieses Prozedere sowohl für den Patienten als auch für den Kieferorthopäden Zeit am Behandlungsstuhl und trägt somit zu einer effizienteren Arbeitsweise bei. Die rein digitale Planung, wie der Scan der Zähne und das Setzen der Brackets, machen das Durchführen von Abformungen und Herstellen von Gipsmodellen obsolet und sparen somit weitere Ressourcen.

5 Zusammenfassung

Die kieferorthopädische Behandlung zur Korrektur von Zahnfehlstellungen muss eingehend geplant und umgesetzt werden. Dabei kommt dem Setzen der Brackets eine besondere Bedeutung zu. Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) kann dabei die Kieferorthopäden und Kieferorthopädinnen, aber auch die Patienten entlasten, da damit weniger Zeit am Behandlungsstuhl benötigt wird. CAD/CAM-Übertragungsschienen können rein digital geplant werden und brauchen im Gegensatz zu Silikonschienen kein Gipsmodell für die Planung.

Daher wurde eine CAD/CAM-hergestellte Übertragungsschiene für Brackets im Vergleich zu Silikonschienen oder dem direkten Kleben per Hand bei Metall- bzw. Keramikbrackets bezüglich der Scherhaftfestigkeit und der Klebereste am Zahn betrachtet. Die Untersuchung erfolgte in vitro an 120 Rinderincisivi, die mit den drei unterschiedlichen Methoden mit den beiden Bracketarten beklebt worden waren und von denen die Brackets mithilfe einer Universalprüfmaschine abgeschert worden waren (20 je Versuchsaarm).

Die Scherhaftfestigkeiten lagen für die Metallbrackets bei 15,7 MPa (handverklebt), 25,3 MPa (CAD/CAM-Schiene), 25,9 MPa (Silikonschiene) bzw. für die Keramikbrackets bei 22,4 MPa (handverklebt), 21,2 MPa (CAD/CAM-Schiene) und 20,4 MPa (Silikonschiene). Die Unterschiede waren nur für den Vergleich zwischen den handverklebten und den mit CAD/CAM-Schienen verklebten Metallbrackets statistisch signifikant ($p < 0,01$). Werden die Kleberückstände nach dem Abscheren betrachtet, waren nach der Klebung der Metallbrackets mit den CAD/CAM-Schienen signifikant mehr Adhäsivreste vorhanden als mit den Silikonschienen ($p < 0,05$). Bei den Keramikbrackets verblieben nach der Klebung per Hand statistisch signifikant weniger Adhäsivreste als nach der Klebung mit einer Schiene ($p = 0,0003$ CAD/CAM; $p < 0,0001$ Silikon). Nach der Handklebung verbleiben insgesamt weniger Kleberreste auf dem Zahn ($p < 0,05$) und bei den Keramikbrackets verbleiben nach dem Abscheren signifikant mehr Adhäsivreste auf dem Zahn ($p < 0,0001$).

Alle Scherhaftfestigkeiten lagen in einem Bereich über 8–13 MPa, die für eine erfolgreiche Behandlung gefordert werden. Insgesamt können mit den CAD/CAM-gefertig-

ten Übertragungsschienen ähnlich gute Ergebnisse erzielt werden wie bei der Platzierung der Brackets per Hand oder der Verwendung der Silikonschienen. Um die Adhäsivreste nach der Entfernung der Brackets zu vermeiden, sollte dabei jedoch auf Metallbrackets gesetzt werden.

Summary

Orthodontic treatment must be carefully planned. The placement of the brackets is of particular importance. Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) can reduce the workload for orthodontists and improve patients comfort, as less time is required in the treatment chair. CAD/CAM transfer trays can be planned purely digitally and, unlike silicone trays, do not require a plaster model.

Therefore, a CAD/CAM-produced transfer tray for brackets was compared with silicone trays or direct manual bonding of metal or ceramic brackets in terms of shear bond strength and adhesive residue on the tooth. The study was carried out in vitro on 120 bovine incisors that had been bonded with both types of brackets using the three different methods and from which the brackets had been sheared off using a universal testing machine (20 per test arm).

The shear bond strengths were 15.7 MPa (hand-bonded), 25.3 MPa (CAD/CAM tray) and 25.9 MPa (silicone tray) for the metal brackets and 22.4 MPa (hand-bonded), 21.2 MPa (CAD/CAM tray) and 20.4 MPa (silicone tray) for the ceramic brackets. The differences were only statistically significant for the comparison between the hand-bonded and CAD/CAM tray-bonded metal brackets ($p < 0.01$). If the adhesive residues after shearing are considered, significantly more adhesive residues were present after bonding the metal brackets with the CAD/CAM trays than with the silicone trays ($p < 0.05$). With the ceramic brackets, statistically significantly less adhesive residue remained after bonding by hand than after bonding with a tray ($p = 0.0003$ CAD/CAM; $p < 0.0001$ silicone). Overall, less adhesive residue remained on the tooth after manual bonding ($p < 0.05$) and significantly more adhesive residue remained on the tooth after shearing off the ceramic brackets ($p < 0.0001$).

All shear bond strengths were in a range above 8-13 MPa, which is required for successful treatment. Overall, the CAD/CAM-fabricated transfer trays can achieve similarly good results as placing the brackets by hand or using silicone trays. However, metal brackets should be used to avoid adhesive residue after removal of the brackets.

6 Literaturverzeichnis

- Aboujaoude, Rami; Kmeid, Roland; Gebrael, Carine; Amm, Elie (2022): Comparison of the accuracy of bracket positioning between direct and digital indirect bonding techniques in the maxillary arch: a three-dimensional study. In: *Prog Orthod*. 23 (1). DOI: 10.1186/s40510-022-00426-3.
- Al Mortadi, Noor; Eggbeer, Dominic; Lewis, Jeffrey; Williams, Robert J. (2012): CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 142 (5), S. 727–733. DOI: 10.1016/j.ajodo.2012.04.023.
- Bilgin, Mehmet Selim; Baytaroğlu, Ebru Nur; Erdem, Ali; Dilber, Erhan (2016): A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. In: *Eur J Dent* 10 (02), S. 286–291. DOI: 10.4103/1305-7456.178304.
- Bishara, Samir E.; Gordan, Valeria V.; VonWald, Leigh; Jakobsen, Jane R. (1999): Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 115 (1), S. 24–28. DOI: 10.1016/S0889-5406(99)70312-4.
- Brown, Matthew W.; Koroluk, Lorne; Ko, Ching-Chang; Zhang, Kai; Chen, Mengqi; Nguyen, Tung (2015): Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 148 (6), S. 1067–1074. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.07.029.
- Buckley, Louis A. (1981): The Relationships Between Malocclusion, Gingival Inflammation, Plaque and Calculus. In: *Journal of Periodontology* 52 (1), S. 35–40. DOI: 10.1902/jop.1981.52.1.35.
- Buonocore, Michael G. (1955): A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. In: *J Dent Res* 34 (6), S. 849–853. DOI: 10.1177/00220345550340060801.
- Buyukyilmaz, T.; Usumez, S.; Karaman, A. I. (2003): Effect of Self-Etching Primers on Bond Strength—Are They Reliable? In: *The Angle orthodontist* 73 (1), S. 64–70. DOI: 10.1043/0003-3219(2003)073<0064:Eosepo>2.0.Co;2.
- Castilla, Ana E.; Crowe, Jennifer J.; Moses, J. Ryan; Wang, Mansen; Ferracane, Jack L.; Covell, David A. (2014): Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. In: *The Angle orthodontist* 84 (4), S. 607–614. DOI: 10.2319/070113-484.1.
- Chen, Hsing-Yu; Su, Ming-Zen; Chang, Hsin-Fu Frank; Chen, Yi-Jane; Lan, Won-Hong; Lin, Chun-Pin (2007): Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 132 (5), S. 680–686. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.01.035.
- Christensen, Lars R.; Cope, Jason B. (2018): Digital technology for indirect bonding. In: *Seminars in Orthodontics* 24 (4), S. 451–460. DOI: 10.1053/j.sodo.2018.10.009.

- Cruz, Itanielly Dantas Silveira; Tomaz, Amanda Felix Gonçalves; Moreno, Mariana Cabral; Araújo, Rafaela Monteiro de; Alves, Arthur César de Medeiros; Pereira, Hallissa Simplício Gomes; Caldas, Sergei Godeiro Fernandes Rabelo (2021): Clinically acceptable values of shear bond strength of orthodontic brackets bonded on enamel: An integrative review. In: *RSD* 10 (4), e11110413927. DOI: 10.33448/rsd-v10i4.13927.
- Czolgosz, Izabela; Cattaneo, Paolo M.; Cornelis, Marie A. (2021): Computer-aided indirect bonding versus traditional direct bonding of orthodontic brackets: bonding time, immediate bonding failures, and cost-minimization. A randomized controlled trial. In: *European Journal of Orthodontics* 43 (2), S. 144–151. DOI: 10.1093/ejo/cjaa045.
- Dandachli, M. G.; Youssef, M.; Saltaji, H. (2011): Effect Of Using Self-Etching Primer For Bonding Orthodontic Brackets. Presentation ID: 1555. Dental Materials 1: Adhesion - Bond Strength Testing and Mechanisms. IADR General Session. San Diego, 18.03.2011. Online verfügbar unter <https://iadr.abstractarchives.com/abstract/2011sandiego-146253/effect-of-using-self-etching-primer-for-bonding-orthodontic-brackets>, zuletzt geprüft am 10.10.2024.
- Davidowitz, Gary; Kotick, Philip G. (2011): The Use of CAD/CAM in Dentistry. In: *Dental Clinics of North America* 55 (3), S. 559–570. DOI: 10.1016/j.cden.2011.02.011.
- Demirovic, Kenan; Slaj, Martina; Spalj, Stjepan; Slaj, Mladen; Kobaslija, Sedin (2018): Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Using Direct and Indirect Bonding Methods in Vitro and in Vivo. In: *Acta Inform Med* 26 (2), S. 125. DOI: 10.5455/aim.2018.26.125-129.
- El Mourad, Aminah M. (2018): Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. In: *TODENTJ* 12 (1), S. 664–678. DOI: 10.2174/1745017901814010664.
- Elsaka, Shaymaa E. (2016): Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. In: *Odontology* 104 (1), S. 68–76. DOI: 10.1007/s10266-014-0188-8.
- El-Zanaty, Hend Mohammed; El-Beialy, Amr Ragab; Abou El-Ezz, Amr Mohammed; Attia, Khaled Hazem; El-Bialy, Ahmed Ragab; Mostafa, Yehya Ahmed (2010): Three-dimensional dental measurements: An alternative to plaster models. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137 (2), S. 259–265. DOI: 10.1016/j.ajodo.2008.04.030.
- Etemad-Shahidi, Yasaman; Qallandar, Omel Baneen; Evenden, Jessica; Alifui-Segbaya, Frank; Ahmed, Khaled Elsayed (2020): Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. In: *JCM* 9 (10), S. 3357. DOI: 10.3390/jcm9103357.
- Formlabs (2023): SLA vs. DLP vs. MSLA vs. LCD: Leitfaden zum Kunstharz-3D-Druck. Hg. v. Formlabs, zuletzt aktualisiert am 10.10.2024, zuletzt geprüft am 10.10.2024.

- Fröhlich, Tatiana Tambara; Lenzi, Tathiane Larissa; Soares, Fabio Zovico Maxnuck; Rocha, Rachel de Oliveira (2021): Bond strength of a universal adhesive system to bovine vs. human primary teeth. In: *International Journal of Adhesion and Adhesives* 107, S. 102862. DOI: 10.1016/j.ijadhadh.2021.102862.
- Garino, F.; Garino, G. B. (2005): Computer-aided interactive indirect bonding. In: *Prog Orthod.* 6 (2), S. 214–223.
- Goyal, Shrishtee; Kulkarni, Narayan; Naik, Atri; Naik, Binal (2022): Construction of an In Vivo Debonding Device and Comparison of Bracket Failure Rate and Debonding Force for Indirect Orthodontic Bonding. In: *The journal of contemporary dental practice* 23 (2), S. 193–201.
- Grubisa, Helen S.I.; Heo, Giseon; Raboud, Don; Glover, Kenneth E.; Major, Paul W. (2004): An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 126 (2), S. 213–219. DOI: 10.1016/j.ajodo.2004.01.016.
- Grünheid, Thorsten; Lee, Michael S.; Larson, Brent E. (2016): Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. In: *The Angle orthodontist* 86 (3), S. 468–474. DOI: 10.2319/042415-279.1.
- Guhl, D.; Jäkel, M.; Abteilung Statistik; KZBV (2023): Personalmangel in Zahnarztpraxen spitzt sich weiter zu. In: *Zahnärztliche Mitteilungen* 113 (22), S. 44–46. Online verfügbar unter <https://www.zm-online.de/artikel/2023/zm-2023-22/personalmangel-in-zahnarztpraxen-spitzt-sich-weiter-zu>, zuletzt geprüft am 11.10.2024.
- Harzer, Winfried (2011): Kieferorthopädie. 43 Tabellen. 1. Aufl. Stuttgart, New York, NY: Thieme (Checklisten der Zahnmedizin).
- Hellak, Andreas; Ebeling, Jennifer; Schauseil, Michael; Stein, Steffen; Roggendorf, Matthias; Korbmacher-Steiner, Heike (2016): Shear Bond Strength of Three Orthodontic Bonding Systems on Enamel and Restorative Materials. In: *Bio-Med Research International* 2016, S. 1–10. DOI: 10.1155/2016/6307107.
- Hellwig, Elmar; Klimek, Joachim; Attin, Thomas (2013): Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Paradontologie ; mit 63 Tabellen. 6., überarb. Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl.
- Hocevar, Richard A.; Vincent, Howard F. (1988): Indirect versus direct bonding: Bond strength and failure location. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 94 (5), S. 367–371. DOI: 10.1016/0889-5406(88)90125-4.
- Hoekstra-van Hout, Pauline M.J.; Hoekstra, Jan Willem M.; Bruggink, Robin; Bronkhorst, Ewald M.; Ongkosuwito, Edwin M. (2024): Direct versus fully digital indirect bracket bonding: a split-mouth randomized clinical trial on accuracy. In: *Clin Oral Invest* 28 (10). DOI: 10.1007/s00784-024-05950-6.
- Hu, Tianyu; Li, Guibing (2022): Machine Learning-Based Model in Predicting the Plate-End Debonding of FRP-Strengthened RC Beams in Flexure. In: *Advances in Civil Engineering* 2022 (1), Artikel 6069871. DOI: 10.1155/2022/6069871.

- Janda, R. (1988): Die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen mit Säuren und Komplexbildnern. Teil I: Der Zahnschmelz. In: *Phillip Journal fur restaurative Zahnmedizin* 5 (4), S. 210–220.
- Kelly, R. (1994): Clinical failure of Dental Ceramik Structures: Insights from combined fractography in vitro testing and finite element. In: *Ceram Trans* 48, S. 125–136.
- Kern, M. (2014): Ästhetische und funktionelle Gesamtrehabilitation. In: *ZWR* 123 (11), S. 560–564. DOI: 10.1055/s-0034-1395547.
- Kessler, A.; Hickel, R.; Reymus, M. (2020): 3D Printing in Dentistry—State of the Art. In: *Operative Dentistry* 45 (1), S. 30–40. DOI: 10.2341/18-229-L.
- Kieferorthopädische Interessengemeinschaft (2013): Digitale Kieferorthopädie – wo geht die Reise hin? Online verfügbar unter www.zwp-online.info/zwpnews/dental-news/branchenmeldungen/digitale-kieferorthopaedie-wo-geht-die-reise-hi, zuletzt geprüft am 10.10.2024.
- Klocke, A.; Shi, J.; Kahl-Nieke, B.; Bismayer, U. (2003): Bond Strength with Custom Base Indirect Bonding Techniques. In: *The Angle orthodontist* 73 (2), S. 176–180. DOI: 10.1043/0003-3219(2003)73<176:Bswcbi>2.0.Co;2.
- Koo, B. C.; Chung, C. H.; Vanarsdall, R. L. (1999): Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. In: *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 116 (3), S. 346–351. DOI: 10.1016/s0889-5406(99)70248-9.
- Krastev, Tihomir; Payer, Michael; Krastev, Zhivko; Cardelles, Juan Francisco Pena; Vegh, Adam; Banyai, Dorottya et al. (2023): The Utilisation of CAD/CAM Technology Amongst Austrian Dentists: A Pilot Study. In: *International Dental Journal* 73 (3), S. 430–434. DOI: 10.1016/j.identj.2022.09.004.
- Krey, T.; Schön, M.; Schmidt, J. (2011): Mit indirektem Kleben schneller zum Erfolg. In: *zwp-online*. Online verfügbar unter <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/kieferorthopaedie/erwachsenenbehandlung/mit-indirektem-kleben-schneller-zum-erfolg>, zuletzt geprüft am 10.10.2024.
- Krifka, Stephanie; Börzsönyi, Alexander; Koch, Angela; Hiller, Karl-Anton; Schmalz, Gottfried; Friedl, Karl-Heinz (2008): Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—Human vs. bovine primary teeth in vitro. In: *Dental Materials* 24 (7), S. 888–894. DOI: 10.1016/j.dental.2007.11.003.
- Lonic, Daniel; Pai, Betty Chien-Jung; Yamaguchi, Kazuaki; Chortrakarnkij, Peerasak; Lin, Hsiu-Hsia; Lo, Lun-Jou (2016): Computer-Assisted Orthognathic Surgery for Patients with Cleft Lip/Palate: From Traditional Planning to Three-Dimensional Surgical Simulation. In: *PLoS ONE* 11 (3), e0152014. DOI: 10.1371/journal.pone.0152014.
- Lutz, F.; Krejci, I.; Frischknecht, A. (1992): Lichtpolymerisation. Grundlagen und Praxistips für die korrekte Anwendung. In: *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia* 102 (5), S. 574–588.
- Mandall, Nicky A.; Hickman, Joy; Macfarlane, Tatiana V.; Mattick, Rye C. R.; Millett, Declan T.; Worthington, Helen V. (2003): Adhesives for fixed orthodontic

- brackets. In: *Cochrane Database of Systematic Reviews*. DOI: 10.1002/14651858.CD002282.
- Marquezan, Mariana; Lau, Thiago; Rodrigues, Carina; Sant'Anna, Eduardo; Ruellas, Antônio; Marquezan, Marcela; Elias, Carlos (2010): Shear bond strengths of orthodontic brackets with a new LED cluster curing light. In: *Journal of Orthodontics* 37 (1), S. 37–42. DOI: 10.1179/14653121042858.
- Menini, Anna; Cozzani, Mauro; Sfondrini, Maria Francesca; Scribante, Andrea; Cozzani, Paolo; Gandini, Paola (2014): A 15-month evaluation of bond failures of orthodontic brackets bonded with direct versus indirect bonding technique: a clinical trial. In: *Progress in orthodontics* 15 (1), S. 70. DOI: 10.1186/s40510-014-0070-9.
- Meyer, G.; Bernhardt, O.; Küppers, A. (2007): Der Kopfschmerz—ein interdisziplinäres Problem—Aspekte der zahnärztlichen Funktionsdiagnostik und-therapie. In: *Quintessenz* 58 (11), S. 1211–1218.
- Miyazaki, Takashi; Hotta, Yasuhiro; Kunii, Jun; Kuriyama, Soichi; Tamaki, Yukimichi (2009): A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. In: *Dental materials journal* 28 (1), S. 44–56. DOI: 10.4012/dmj.28.44.
- Owens, S. E.; Miller, B. H. (2000): A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. In: *The Angle orthodontist* 70 (5), S. 352–356. DOI: 10.1043/0003-3219(2000)070<0352:ACOSBS>2.0.CO;2.
- Papageorgiou, S. N.; Konstantinidis, I.; Papadopoulou, K.; Jager, A.; Bourauel, C. (2014): Clinical effects of pre-adjusted edgewise orthodontic brackets: a systematic review and meta-analysis. In: *The European Journal of Orthodontics* 36 (3), S. 350–363. DOI: 10.1093/ejo/cjt064.
- Prylińska-Czyżewska, Agata; Maciejewska-Szaniec, Zofia; Olszewska, Aneta; Polichnowska, Marta; Grabarek, Benjamin Oskar; Dudek, Damian et al. (2022): Comparison of Bond Strength of Orthodontic Brackets Onto the Tooth Enamel of 120 Freshly Extracted Adult Bovine Medial Lower Incisors Using 4 Adhesives: A Resin-Modified Glass Ionomer Adhesive, a Composite Adhesive, a Liquid Composite Adhesive, and a One-Step Light-Cured Adhesive. In: *Med Sci Monit* 28. DOI: 10.12659/MSM.938867.
- Quan, Haoyuan; Zhang, Ting; Xu, Hang; Luo, Shen; Nie, Jun; Zhu, Xiaoqun (2020): Photo-curing 3D printing technique and its challenges. In: *Bioactive Materials* 5 (1), S. 110–115. DOI: 10.1016/j.bioactmat.2019.12.003.
- Rajagopal, Rangaswamy; Padmanabhan, Sridevi; Gnanamani, Janakirama (2004): A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. In: *The Angle orthodontist* 74 (2), S. 264–268. DOI: 10.1043/0003-3219(2004)074<0264:ACOSBS>2.0.CO;2.
- Read, M. J. (1984): The bonding of orthodontic attachments using a visible light cured adhesive. In: *British Journal of Orthodontics* 11 (1), S. 16–20. DOI: 10.1179/bjo.11.1.16.
- Reynolds, I. R. (1975): A Review of Direct Orthodontic Bonding. In: *British Journal of Orthodontics* 2 (3), S. 171–178. DOI: 10.1080/0301228X.1975.11743666.

- Reynolds, I. R.; Fraunhofer, J. A. von (1976): Direct Bonding of Orthodontic Attachments to Teeth: The Relation of Adhesive Bond Strength to Gauze Mesh Size. In: *British Journal of Orthodontics* 3 (2), S. 91–95. DOI: 10.1179/bjo.3.2.91.
- Schmid, Johanna; Brenner, Daniel; Recheis, Wolfgang; Hofer-Picout, Philipp; Brenner, Martin; Crismani, Adriano G. (2018): Transfer accuracy of two indirect bonding techniques—an in vitro study with 3D scanned models. In: *European Journal of Orthodontics* 40 (5), S. 549–555. DOI: 10.1093/ejo/cjy006.
- Schopf, P. (2008): Curriculum Kieferorthopädie. Berlin: Quintessenz Verlag (2).
- Sha, Ha-Na; Choi, Sung-Hwan; Yu, Hyung-Seog; Hwang, Chung-Ju; Cha, Jung-Yul; Kim, Kwang-Mahn (2018): Debonding force and shear bond strength of an array of CAD/CAM-based customized orthodontic brackets, placed by indirect bonding- An In Vitro study. In: *PLoS ONE* 13 (9), e0202952. DOI: 10.1371/journal.pone.0202952.
- Silverman, E.; Cohen, M.; Gianelly, A. A.; Dietz, V. S. (1972): A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. In: *American Journal of Orthodontics* 62 (3), S. 236–244. DOI: 10.1016/s0002-9416(72)90264-3.
- Simão, Carlos Eduardo de Paiva Campos Nogueira; Da Silva, Ana Luiza Ferreira; Araújo, Marcela Emilio de; Caldas, Sergei Godeiro Fernandes Rabelo (2024): Do the methods for cleaning the base of brackets used in indirect bonding interfere with adhesion to tooth enamel? In: *Dental press journal of orthodontics* 29 (4), e242462. DOI: 10.1590/2177-6709.29.4.e242462.oar.
- Soares, F. Z. M.; Follak, A.; Da Rosa, L. S.; Montagner, A. F.; Lenzi, T. L.; Rocha, R. O. (2016): Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. In: *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 32 (11), S. 1385–1393. DOI: 10.1016/j.dental.2016.09.019.
- Swetha, M.; Pai, Vinaya S.; Sanjay, N.; Nandini, S. (2011): Indirect versus direct bonding--a shear bond strength comparison: an in vitro study. In: *The journal of contemporary dental practice* 12 (4), S. 232–238. DOI: 10.5005/jp-journals-10024-1040.
- Thormann, J.; Lutz, F. (1999): The type testing of light-polymerization equipment, II: the 1998 status. In: *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D* 109 (12), S. 1299–1323. Online verfügbar unter <https://europepmc.org/article/med/10638256>.
- Tian, Yueyi; Chen, ChunXu; Xu, Xiaotong; Wang, Jiayin; Hou, Xingyu; Li, Kelun et al. (2021): A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. In: *Scanning* 2021, S. 1–19. DOI: 10.1155/2021/9950131.
- Tsolakis, Ioannis A.; Papaioannou, William; Papadopoulou, Erofilis; Dalampira, Maria; Tsolakis, Apostolos I. (2022): Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. In: *Dentistry Journal* 10 (10), S. 181. DOI: 10.3390/dj10100181.
- Vasques, Wellington de Oliveira; Ciruffo, Paulo Souza Dimas; Tubel, Carlos Alberto Malanconi; Miyamura, Zeferino Yutaca; Vedovello Filho, Mário (2005): Resistência ao cisalhamento de diferentes bráquetes metálicos: colados com resina composta fotoativada (Transbond). Estudo comparativo "In Vitro". In:

- RGO (Porto Alegre)*, S. 186–190. Online verfügbar unter <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/fr/lil-427791>.
- Vijayakumar, R. K.; Jagadeep, Raju; Ahamed, Fayyaz; Kanna, Aprose; Suresh, K. (2014): How and why of orthodontic bond failures: An in vivo study. In: *J Pharm Bioall Sci* 6 (5), S. 85. DOI: 10.4103/0975-7406.137394.
- Yamada, Rieko; Hayakawa, Tohru; Kasai, Kazutaka (2002): Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. In: *The Angle orthodontist* 72 (6), S. 558–564. DOI: 10.1043/0003-3219(2002)072<0558:EOUSEP>2.0.CO;2.
- Yassaei, Soghra; Davari, Abdolrahim; Goldani Moghadam, Mahjobeh; Kamaei, Ahmad (2014): Comparison of Shear Bond Strength of RMGI and Composite Resin for Orthodontic Bracket Bonding. In: *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 11 (3), S. 282–289.
- Yearn, J. A. (1985): Factors affecting cure of visible light activated composites. In: *International Dental Journal* 35 (3), S. 218–225.
- Zhang, Beibei; Cai, Minqiu; Ruan, Fangchao; Chen, Zigen (2022): Study on the Effects of Orthodontics on Anterior Tooth Displacement in Patients. In: *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* 2022, S. 1–5. DOI: 10.1155/2022/6544895.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Ich versichere, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die hier angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Alle Ausführungen, die anderen Werken in Wort oder Sinn entnommen wurden, habe ich kenntlich gemacht und sind weder Bestandteil anderer Studien- noch Prüfungsleistungen gewesen.

Ich habe sämtliche Recherchen, Experimente, Vorarbeiten und die Konzeption eigenständig geleistet. Von der Planung bis zur praktischen Umsetzung aller Aspekte meiner Forschungsarbeit war ich maßgeblich involviert. Die Einarbeitung und Unterweisung in den Laboren erhielt ich durch den wissenschaftlichen Mitarbeiter Alexander Xepapadeas.

Ich erhielt technische Unterstützung von der Firma Dentaaurum bei den Abzugsversuchen, einem spezifischen Teil meiner Arbeit. Diese Versuche fanden in den Räumlichkeiten von Dentaaurum statt und wurden mit deren Universalprüfmaschine (Zwick Z020) und unter der Aufsicht von Herrn Rainer Stark (QM-Metallurgie) durchgeführt. Trotz dieser Hilfe bleibt mein persönlicher Beitrag zur Konzeption, Durchführung und Auswertung der Abzugsversuche ein wichtiger Bestandteil meines Eigenanteils.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig, nach Beratung durch Herrn Dr. Johann Jacoby vom Institut für klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie.

Ort und Datum

Unterschrift