

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktorin: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus



**Experimentelle und klinische Untersuchungen zur
Entwicklung digitaler Prozesse in der
Zahnmedizin und Kieferorthopädie**

Habilitation
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Dr. med. dent. Lea Hoffmann
aus Neu-Ulm

2025

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Vorsitzende des Fachmentorats:	Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus
Fachmentorat:	Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff Prof. Dr. med. Dennis Nowak
Gutachter:	Prof. Dr. med. dent. Franka Stahl Prof. Dr. med. dent. Katrin Bekes
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	iv
1 Einleitung	5
2 Eigene Arbeiten	9
2.1 <i>Entwicklung neuer Prozesse in der Karieserkennung</i>	9
2.1.1 Hoffmann L, Feraric M, Hoster E, Litzenburger F, Kunzelmann KH. Investigations of the optical properties of enamel and dentin for early caries detection. Clin Oral Investig. 2021 Mar;25(3):1281-1289. doi: 10.1007/s00784-020-03434-x (IF 3.4)	11
2.1.2 Heck K, Kunzelmann KH, Walter E, Kaisarly D, Hoffmann L, Litzenburger F. Proximal Caries Detection Using Short-Wave Infrared Transillumination at Wavelengths of 1050, 1200 and 1300 nm in Permanent Posterior Human Teeth. Diagnostics (Basel). 2023 Oct 19;13(20):3257. doi: 10.3390/diagnostics13203257. (IF 3.6)	13
2.1.3 Heck K, Litzenburger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann KH. In vitro comparison of two types of digital X-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2021 Mar 1;50(3): 20200338. doi:10.1259/dmfr.20200338 (IF 2.4)	15
2.2 <i>Entwicklung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie</i>	17
2.2.1 Indirektes Bonding	17
2.2.1.1 Sabbagh H, Khazaei Y, Baumert U, Hoffmann L, Wichelhaus A, Janjic Rankovic M. Bracket Transfer Accuracy with the Indirect Bonding Technique-A Systematic Review and Meta-Analysis. J Clin Med. 2022 May 4;11(9):2568. doi: 10.3390/jcm11092568. PMID: 35566695; PMCID: PMC9099689. (IF 4.81)	18
2.2.1.2 Hoffmann L, Sabbagh H, Wichelhaus A, Kessler A. Bracket transfer accuracy with two different three-dimensional printed transfer trays vs silicone transfer trays. Angle Orthod. 2022 May 1;92(3):364-371. doi: 10.2319/040821-283.1. PMID: 34982114; PMCID: PMC9020396. (IF 2.68)	19
2.2.1.3 Sabbagh H, Hoffmann L, Wichelhaus A, Keßler A. Influence of the design of 3D printed indirect bonding trays and experience of the clinician on the accuracy of bracket placement J Orofac Orthop. 2024 Feb 27. English. doi: 10.1007/s00056-024-00517-2 (IF 1.7)	21
2.2.2 Aligner Therapie	22
2.2.2.1 Sabbagh H, Heger SM, Stocker T, Baumert U, Wichelhaus A, Hoffmann L. Accuracy of 3D Tooth Movements in the Fabrication of Manual Setup Models for Aligner Therapy. Materials (Basel). 2022 May 28;15(11):3853. doi: 10.3390/ma15113853. PMID: 35683151; PMCID: PMC9182206. (IF 3.68)	23
3 Diskussion	24
3.1 <i>Entwicklung neuer Prozesse in der Karieserkennung</i>	24
3.1.1 Nahinfrarottransillumination	25
3.1.2 Vergleich Röntgensensoren mit CCD- und neuer CMOS-Sensor-Technologie zur Diagnostik früher approximaler Läsionen	32

3.1.1	Konklusion der Ergebnisse	36
3.2	<i>Entwicklung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie</i>	38
3.2.1	Indirektes Bonding	38
3.2.1.1	Systematisches Review	38
3.2.1.2	Eigene In-vitro Untersuchungen	43
3.2.2	Aligner Therapie	49
3.2.1	Konklusion der Ergebnisse	52
4	Zusammenfassung und Ausblick	54
5	Synopsis und Impact Statement	56
5.1	<i>Synopsis</i>	56
5.2	<i>Impact Statement</i>	57
6	Literaturverzeichnis	58
7	Gesamtpublikationsverzeichnis – Publikationen mit Impact Faktor	70
7.1	<i>Originalarbeiten als Erst- oder Letztautor</i>	70
7.2	<i>Originalarbeiten als Koautor</i>	71
7.3	<i>Sonstige Publikationen</i>	72
8	Danksagung	73
9	Eidesstattliche Versicherung	74

Abkürzungsverzeichnis

μCT	<i>Mikrocomputertomographie</i>
3D	<i>Dreidimensional</i>
ABO	<i>American Board of Orthodontics</i>
AUC	<i>Area under the curve / Fläche unter der (Isosensitivitäts-) Kurve</i>
BWR	<i>Bissflügelröntgenaufnahmen</i>
CAD	<i>Computer-aided design/ rechnerunterstütztes Konstruieren</i>
CAM	<i>Computer-aided manufacturing/ rechnerunterstützte Fertigung</i>
CT	<i>Computertomographie</i>
CCD	<i>Charged-couple device/ Ladungsgekoppeltes Bauteil</i>
CMOS	<i>Complementary metal-oxide-semiconductor / Komplementärer/sich ergänzender Metall-Oxid-Halbleiter</i>
DIFOTI	<i>Digitale fiberoptische Transillumination</i>
FOTI	<i>Fiberoptische Transillumination</i>
ICDAS	<i>International Caries Detection and Assessment System</i>
InGaAs	<i>Indiumgalliumarsenid</i>
IDB	<i>Indirektes Bonding</i>
mm	<i>Millimeter</i>
MRT	<i>Magnetresonanztomographie</i>
NIR	<i>Nahinfrarot</i>
NIRT	<i>Nahinfrarot-Transillumination</i>
NIRR	<i>Nahinfrarot-Reflexion</i>
PVS	<i>Poliviny-Siloxan</i>
QLF	<i>Quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz</i>
RoB	<i>Bias-Risiko</i>
ROC	<i>Receiver operating curve / Operationscharakteristik eines Beobachters</i>
κ	<i>Kappa</i>
STL	<i>Standard Transformation Language</i>
SWIRR	<i>Short-wave infrared reflexion/ Infrarot-Reflexion</i>
SWIRT	<i>Short-wave infrared transillumination/ Infrarot-Transillumination</i>
μm	<i>Mikrometer</i>

1 Einleitung

Der zunehmende Fortschritt und die voranschreitende Digitalisierung in Zahnmedizin und Kieferorthopädie eröffnet neue Möglichkeiten in Diagnostik, Therapie und klinischer Forschung.

Karies ist eine der häufigsten chronischen Erkrankungen. Nach einem Ranking der Weltgesundheitsorganisation zu den Behandlungskosten für chronische Erkrankungen steht die Karies weltweit an vierter Stelle [91]. Wenn Karies nur im Schmelz vorhanden ist und nicht das darunter liegende Dentin erreicht hat, ist in vielen Fällen keine Füllung erforderlich. Der Schmelz kann sich durch remineralisierende Prozesse selbst regenerieren, insbesondere wenn die Karies frühzeitig erkannt wird. Maßnahmen wie verbesserte Mundhygiene, Fluoridierung und andere prophylaktische Ansätze können dazu beitragen, den Zahnschmelz zu stärken und die Kariesprogression zu stoppen [71]. Somit ist eines der grundlegenden Ziele der Zahnmedizin die Prävention bzw. Früherkennung von Karies.

Mittel der Wahl zur Diagnostik kariöser Läsionen sind die visuelle Inspektion und die digitale röntgenologische Diagnostik mittels Bissflügelaufnahmen (BWR). Diese liefern jedoch schwache Sensitivitätswerte insbesondere für initiale Schmelzläsionen durch ihren geringen Mineralverlust und durch Überlagerungen der Zähne. Zudem geht die röntgenologische Diagnostik mit ionisierender Strahlung einher [38,76,94,95,102].

Ein modernes diagnostisches Verfahren ist die Nahinfrarot-Transillumination (NIRT) bzw. Nahinfrarot-Reflexion (NIRR), die in der Zahnmedizin zur Kariesdiagnostik eingesetzt wird [17,42,68]. Sie basiert auf der Nutzung von Licht im nahinfraroten Bereich ($>780\text{ nm}$), um Veränderungen in der Zahnhartsubstanz zu visualisieren. Dabei wird Licht von einer Seite des Zahns durch den Zahn hindurch geleitet und auf der gegenüberliegenden Seite das resultierende Lichtmuster analysiert. Dies ermöglicht eine detaillierte Untersuchung der Zahnoberfläche und eine frühzeitige Identifikation von Kariesläsionen [60,108]. Technologien wie fiberoptische Transillumination (FOTI) und digitale fiberoptische Transillumination (DIFOTI) nutzen eine Faseroptik zur Durchleuchtung von Zähnen, wobei kariöse Läsionen aufgrund erhöhter Streuung und Absorption die optische Transmission beeinträchtigen und als dunkle Bereiche erscheinen. Längere Wellenlängen im nahinfraroten Bereich scheinen dabei für die Kariesdiagnostik besonders vielversprechend, da die Gewebeabsorption abnimmt [113].

Der erste Teil dieser Habilitationsschrift widmet sich dem Thema "Entwicklung neuer Prozesse in der Karieserkennung". Dies schließt In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen zur diagnostischen Güte, Validität und Reliabilität der nahinfraroten Kariesdiagnostik mittels Transillumination im Wellenlängenbereich von 780 nm und Reflexion im Wellenlängenbereich von 780 nm und 850 nm ein. Zusätzlich wird die diagnostische Leistungsfähigkeit neuer „Complementary metal-oxide-semiconductor“ (CMOS) Röntgensensoren untersucht.

Der zweite Teil dieser Habilitationsschrift widmet sich dem Thema „Entwicklung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie“. In der festsitzenden kieferorthopädischen Therapie werden Brackets, Bänder und Bukkalröhrchen genutzt, um Kräfte und Drehmomente auf Zähne zu übertragen und dadurch Zahnbewegungen zu induzieren. Brackets und Bukkalröhrchen können dabei entweder direkt mit einem Instrument oder indirekt mittels Übertragungsschiene auf den Zähnen positioniert werden [106]. Die akkurate Positionierung kieferorthopädischer Brackets spielt bei den heute verwendeten vorprogrammierten Systemen eine entscheidende Rolle. Abweichungen von den korrekten Bracketpositionen können zu unerwünschten Zahnbewegungen führen und kompensatorische Biegungen oder das Umkleben von Brackets notwendig machen [48,50]. Dies kann zu schlechteren Behandlungsergebnissen und zur Verlängerung der Gesamtbehandlungszeit führen. Fortschritte in der computergestützten Planungs- und Fertigungstechnik ermöglichen heute die virtuelle Planung von Bracketpositionen und die digitale Gestaltung sowie additive Fertigung von Bracketübertragungsschienen. Dadurch könnten Positionierungsfehler minimiert und die Behandlungseffizienz gesteigert werden. Die indirekte Klebetechnik wurde erstmals von Silverman et al. beschrieben [106]. Seither sind eine Vielzahl verschiedener Materialien und Laborprozesse für die Herstellung von Bracketübertragungsschienen entwickelt worden. Vorteile des indirekten Klebens sind uneingeschränkte Sicht bei der Bracketplatzierung und erleichterte Speichelkontrolle [45], erhöhter Patientenkomfort [51,70], eine verkürzte Stuhlzeit [25,51,80,127] sowie eine verkürzte Gesamtbehandlungszeit [66,67]. Vorrangiges Ziel des indirekten Klebens ist es, die Präzision der Bracketplatzierung zu erhöhen, indem der Prozess der Positionierung ohne die klinisch bestehenden Einschränkungen vorgenommen werden kann [50]. Dem gegenüber steht der erhöhte Kosten- und Zeitaufwand durch den Laborprozess [2,80,109]. Seit der Einführung hochgefüllter Kompositwerkstoffe für die Bracketbefestigung werden die gleichen Scherhaftungswerte wie bei der direkten Technik erreicht [116], sodass keine Nachteile mehr hinsichtlich Bracketverlusten beobachtet werden [80].

Die meisten Bracketübertragungsschienen werden aus thermoplastischen Materialien, Polyvinyl- Siloxanen (PVS) oder mittels Tiefziehtechnik hergestellt [21]. Dabei gibt es bis heute wenig Untersuchungen, welche indirekte Klebetechniken vergleichen [100].

Seit einigen Jahren gibt es auch die Möglichkeit, Bracketpositionen virtuell zu planen und Bracketübertragungsschienen aus elastischen Materialien auf Methacrylatbasis additiv mittels dreidimensionalem (3D) Druck zu fertigen. Für die Verwendung additiv gefertigter Bracketübertragungsschienen werden verschiedene Vorteile angenommen: durch die virtuelle Bracketplatzierung und die digitale Gestaltung der Übertragungsschienen entfallen Arbeitsschritte wie die manuelle Modellherstellung und die Rückübertragung der Brackets vom Modell auf die Übertragungsschiene. Dadurch kommen die Bracketbasen nicht mit anderen Materialien wie temporären Adhäsiven, Gips oder Kunststoff in Kontakt. So könnte der Haftverbund gesteigert werden, da die Bracketbasen nicht kontaminiert und gereinigt werden müssen [32]. Zudem kann eine virtuelle Planung der Bracketpositionen und 3D-Daten aus bildgebenden Verfahren miteinbezogen werden.

Um das Verfahren des indirekten Bondings zu untersuchen, wurde zunächst ein systematisches Review und Metaanalyse zu diesem Thema durchgeführt. In einer In-vitro-Studie wurden die digital geplanten Übertragungsschienen gegen den Goldstandard den PVS-Schienen verglichen. Eine weitere In-vitro-Studie widmete sich dem Vergleich verschiedener Designs von Bracketübertragungsschienen. Außerdem wurde der Einfluss der Ausbildung bzw. Übung der Behandler (Facharzt versus kieferorthopädischer Laie) auf die Genauigkeit der Bracketposition untersucht.

Neben der festsitzenden kieferorthopädischen Therapie (Brackets) können Zähne mit sogenannten Alignern (= durchsichtige herausnehmbaren Schienen) bewegt werden [19,23]. Die Herstellung dieser Aligner kann entweder manuell oder digital erfolgen [41]. Die manuelle Erstellung von Alignern beginnt typischerweise mit einem Abdruck der Zahnkränze des Patienten. Nach Herstellung eines Gipsmodells und Segmentierung der einzelnen Zähne werden die zu bewegende Zähne in Wachs in die gewünschte Position gestellt. Auf Basis dieser Modelle werden die eigentlichen Aligner hergestellt. Die manuelle Herstellung erfordert präzise handwerkliche Fähigkeiten und ist zeitintensiv [41].

Im Gegensatz dazu beruht die digitale Herstellung von Alignern auf modernen Technologien. Der Prozess beginnt mit einem digitalen Intraoralscan des Patientengebisses. Die gescannten Modelle (STL-Datei) werden dann in spezialisierten Softwareprogrammen verarbeitet, um eine akkurate 3D-Darstellung der aktuellen

Zahnstellung zu generieren. Anschließend kann die gewünschten Zahnbewegungen digital geplant und die jeweiligen Modelle mit veränderter Zahnposition 3D-gedruckt werden. Die Herstellung der Schienen erfolgt analog zur manuellen Methode. Durch die digitale Vorgehensweise erhofft man sich eine exakte und effiziente Bewegung der Zähne basierend auf den individuellen Anforderungen des Patienten [41].

Um die neuen digitalen Methoden gegenüber der herkömmlichen (manuellen) Herstellung vergleichen zu können, wurde im Zuge einer In-vitro-Untersuchung die Genauigkeit der Zahnbewegung durch das manuell hergestellte Setup untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass mittels eines manuellen Setups die Zahnbewegungen nur mit einer begrenzten Genauigkeit umgesetzt werden konnte und für die Alignertherapie nicht zu empfehlen ist, sondern die digitale Vorgehensweise zu präferieren ist.

Die fortschreitende Digitalisierung wird die Diagnostik und Therapie in der Zahnmedizin und Kieferorthopädie zunehmend verändern. Die vorliegende Habilitationsschrift zielt darauf ab, innovative, digitale Methoden eingehend zu untersuchen und kritisch zu hinterfragen. Das übergeordnete Ziel besteht darin, nicht nur die Diagnostik, sondern auch die therapeutischen Ansätze in diesen Fachgebieten nachhaltig zu verbessern.

Im Kontext der Zahnmedizin zeichnen sich durch die neuen Methoden fundamentale Änderungen in der Frühdiagnostik der Karies ab. In der Kieferorthopädie liefert die Digitalisierung potentiell die Grundlage für präzise und personalisierte Therapieansätze, angefangen bei der genauen Positionierung von Brackets bis hin zur Herstellung von maßgeschneiderten Alignern. Bis zu einer definitiven Verankerung in die klinische Praxis werden allerdings noch weitere experimentelle und klinische Untersuchungen zu den neuen diagnostischen und therapeutischen Methoden erforderlich sein.

2 Eigene Arbeiten

Im nachfolgenden Abschnitt werden Originalarbeiten mit ihren übersetzten Zusammenfassungen und den entsprechenden Quellen präsentiert. Diese wurden in international anerkannten, englischsprachigen Fachzeitschriften mit Peer-Review-Verfahren mit Impact-Faktor veröffentlicht.

2.1 Entwicklung neuer Prozesse in der Karieserkennung

Die klinische Prognose von Karies in hoch industrialisierten Gesellschaften hat sich im Laufe der Zeit verändert, wobei eine verlangsamte Progression heutzutage mehr Raum für präventive und minimalinvasive Maßnahmen bietet. Untersuchungen der optischen Eigenschaften von Zahnschmelz und Dentin haben gezeigt, dass Absorption und Streuung in Dentin stärker sind als in Zahnschmelz. Studien zur Lichtstreuung von Spitzer et al. sowie Ten Bosch et. al. identifizierten Dentintubuli als Hauptstreuungszentren [111,130]. Weitere Untersuchungen von Fried et al. zeigten eine vorwärts gerichtete Streuung in Zahnschmelz, wobei eine klare Tendenz zu erhöhter Streuung mit abnehmender Wellenlänge festgestellt wurde [42].

Neuere Studien konzentrieren sich auf nahes Infrarotlicht für eine höhere Eindringtiefe und haben gezeigt, dass die Visualisierung von Kariesläsionen im Zahnschmelz mit nahinfrarotem Licht möglich ist und Vorteile gegenüber konventionellen Röntgenmethoden bietet. Aufgrund dieser Erkenntnisse wurden moderne Kariesdiagnosesysteme wie quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz (QLF), DiagnoDent und DIAGNOcam eingeführt, die auf Lichttransillumination, Reflexion und Streuung basieren [43].

Insbesondere Wellenlängen > 780 nm haben sich zur Erkennung von proximaler Karies bewährt. Gesunder Zahnschmelz erscheint bei kürzeren Wellenlängen eher transparent, während von Karies betroffene Bereiche eine erhöhte Lichtstreuung und verminderte Transparenz zeigen. Die Anwendung von Wellenlängen von 1050, 1200 und 1300 nm ist vielversprechend, da die Streuung in gesundem Zahnschmelz dem Rayleigh-Streuungsprinzip folgt und mit zunehmenden Wellenlängen abnimmt [17,60,108].

Diese Systeme sollen herkömmliche Methoden wie visuelle Inspektion und Röntgenbilder ergänzen.

Die BWR sind trotz der Möglichkeit von Fehlinterpretationen, die zu einer Überschätzung und Überbehandlung von Karies führen können, in der zahnärztlichen Praxis weltweit unverzichtbar [72,76].

Jedoch zeigen digitale Sensoren in der Detektion von proximalen Läsionen im Zahnschmelz eine schlechte diagnostische Güte. Basierend auf dieser Untersuchung, stellte sich die Frage, ob neue Sensortypen eine bessere diagnostische Treffsicherheit ermöglichen würden.

- 2.1.1 Hoffmann L, Feraric M, Hoster E, Litzenburger F, Kunzelmann KH. Investigations of the optical properties of enamel and dentin for early caries detection. Clin Oral Investig. 2021 Mar;25(3):1281-1289. doi: 10.1007/s00784-020-03434-x (IF 3.4)**

Zusammenfassung

Einleitung:

Trotz ihrer vielversprechenden Ansätze haben Studien gezeigt, dass bisherige Systeme welche NIRT bzw. Lichtstreuung nutzen, die Ausdehnung von kariösen Dentinläsionen nicht präzise erfassen können. Daher zielt diese Studie darauf ab, die kommerziell verfügbaren Systeme verschiedener Wellenlängen experimentell zu vergleichen (QLF 532 nm, DiagnoDent 655 nm, DIAGNOcam 780 nm). Ein Zwei-Kreis-Goniometer ermöglicht eine präzise Ausrichtung der Zahnproben und die Messung von Transillumination und winkelabhängiger Lichtstreuung. Das Hauptziel ist es, die optischen Eigenschaften von gesundem und kariösem Zahnschmelz und Dentin bei verschiedenen Wellenlängen zu analysieren und die Potenziale sowie Limitationen optischer Diagnosesysteme zu verstehen

Material und Methoden:

Zahnquerschnitte wurden von extrahierten menschlichen Zähnen vorbereitet, die kariesfrei ($n = 15$) waren oder okklusale Kariesläsionen ($n = 10$) aufwiesen. Die Zahnquerschnitte wurden mit Diodenlasermodule verschiedener Wellenlängen (532, 650, 780 nm) bestrahlt. Das übertragene und gestreute Laserlicht wurde räumlich mit einem Detektor gemessen, der auf einem Zwei-Kreis-Goniometer rotierte. Der Anisotropiefaktor und die Absorptionskoeffizienten wurden berechnet.

Ergebnisse:

Der Zahnschmelz war transparenter als das Dentin und zeigte eine wellenlängenabhängige Abschwächung. Gesundes Dentin wies bei allen Wellenlängen eine starke Lichtstreuung, unabhängig von der getesteten Wellenlänge auf. Die berechneten Absorptionskoeffizienten von kariösem und gesundem Zahngewebe unterschieden sich signifikant ($p < 0,05$; t-Test). Im Gegensatz zum gesunden Zahnschmelz zeigte kariöser Zahnschmelz eine geringere Lichttransmission und eine Zunahme der Streuung. Unterschiede in der Lichtabsorption von kariösem gegenüber gesundem Dentin waren weniger ausgeprägt als die für den Schmelz. Kariöses Dentin war leicht transparenter als gesundes Dentin. Licht längerer Wellenlängen drang besser in alle Zahnstrukturen ein im Vergleich zu kürzeren Wellenlängen.

Fazit:

Gesundes und kariöses Dentin und Zahnschmelz zeigten unterschiedliche optische Eigenschaften bei der Verwendung von Laserlicht mit verschiedenen Wellenlängen. Bei Dentin sind Veränderungen in den optischen Eigenschaften durch Karies signifikant weniger ausgeprägt.

Klinische Relevanz: Die klare Unterscheidung zwischen gesundem und kariösem Zahnschmelz macht optische Kariesdiagnosesysteme zu idealen Werkzeugen für die frühzeitige Karieserkennung.

Quelle: <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03434-x>

- 2.1.2 Heck K, Kunzelmann KH, Walter E, Kaisarly D, Hoffmann L, Litzenburger F. Proximal Caries Detection Using Short-Wave Infrared Transillumination at Wavelengths of 1050, 1200 and 1300 nm in Permanent Posterior Human Teeth. Diagnostics (Basel). 2023 Oct 19;13(20):3257. doi: 10.3390/diagnostics13203257. (IF 3.6)**

Zusammenfassung

Ziele:

Ziel dieser Studie war es das diagnostische Potenzial der kurzwelligen Infrarot-Transillumination (SWIRT) bei 1050, 1200 und 1300 nm für die Detektion von proximaler Karies in Molaren und Prämolaren zu untersuchen. Dabei wurde die diagnostische Güte im Vergleich zur diagnostischen Genauigkeit von BWR und Mikrocomputertomographie (μ CT) als Referenzstandard bewertet.

Methode:

Es wurden 250 gesunde und kariöse proximale Oberflächen extrahierter bleibender Zähne mittels (1) SWIRT bei 1050, 1200 und 1300 nm mit zwei Kamerasystemen unterschiedlicher Auflösungen, (2) BWR und (3) μ CT untersucht. Schwellenwerte sowohl für die Testmethoden als auch für den Referenzstandard für Karies im Allgemeinen, Schmelzkaries und Dentinkaries wurden festgelegt. Alle Bilder wurden von zwei Untersuchern mit einem Intervall von zwei Wochen zweimal bewertet.

Ergebnisse:

SWIRT erreichte bei Wellenlängen von 1050, 1200 und 1300 nm Sensitivitätswerte, die mehr als 2,5-mal höher waren als bei BWR (Schmelzkaries 3,2–4,4-mal; Dentinkaries 3,25–4,25-mal) für die Detektion von approximaler Karies. Die Sensitivitätswerte von SWIRT verbesserten sich mit höherer Wellenlänge. Es wurde kein signifikanter Unterschied in der diagnostischen Qualität zwischen den beiden Kamerasystemen festgestellt. SWIRT bei 1300 nm bildete proximale Schmelzkaries mit höchster Genauigkeit ab, während das physikalische Optimum für die Transillumination im Dentin bei einer niedrigeren Wellenlänge (<1000 nm) lag.

Fazit:

In dieser In-vitro-Studie zeigte SWIRT bei 1050, 1200 und 1300 nm ein vielversprechendes diagnostisches Potenzial für die Detektion von proximaler Karies im Vergleich zu BWR und μ CT. Die Sensitivitätswerte verbesserten sich mit höheren Wellenlängen, wobei SWIRT bei 1300 nm die beste Genauigkeit für die Abbildung von

proximaler Schmelzkaries aufwies. Es wurde kein wesentlicher Unterschied in der diagnostischen Qualität zwischen den beiden verwendeten Kamerasystemen festgestellt.

Quelle: <https://doi.org/10.3390/diagnostics13203257>

- 2.1.3 Heck K, Litzenburger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann KH. In vitro comparison of two types of digital X-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2021 Mar 1;50(3): 20200338. doi:10.1259/dmfr.20200338 (IF 2.4)**

Zusammenfassung

Ziele:

Die vorliegende in vitro Studie zielte darauf ab, die diagnostische Güte bei der Detektion von approximaler Karies von zwei digitalen Röntgensensoren, einem „Charged-couple device“ (CCD)-basierten und einem CMOS-basierten System, zu analysieren und zu vergleichen. Die Studie konzentrierte sich auf den Vergleich der diagnostischen Genauigkeiten des CMOS-basierten Systems bei niedriger (0,08 s) und höherer (0,12 s) Belichtungszeit. Als Referenzstandard diente die μ -CT. Die Hypothese lautete, dass das CMOS-basierte System mit längerer Belichtungszeit die höchste diagnostische Gesamtgenauigkeit aufweisen würde.

Methoden:

250 Proben wurden in 3D-gedruckten Halterungen montiert, und ihre proximalen Oberflächen wurden direkt nach ICDAS-Kriterien (International Caries Detection and Assessment System) bewertet, um eine ausgewogene Stichprobe zu erstellen. BWR wurden mit den Halterungen unter Verwendung eines CCD-Sensors bei einer Belichtungszeit von 0,08 s und eines CMOS-Sensors bei Belichtungszeiten von 0,12 und 0,16 s durchgeführt. Zwei Untersucher beurteilten alle 250 relevanten Oberflächen auf den Röntgenbildern jedes einzelnen Sensors mit und ohne proximalen Kontakt der Proben. Drei diagnostische Schwellenwerte für intakte Oberflächen sowie Karies in Schmelz und Dentin wurden definiert und in einer Kreuztabelle dargestellt. Als Referenz wurden die Proben mithilfe eines μ CT40-Desktop- μ CT-Scanners (Scanco Medical, Bassersdorf, Schweiz) mit 70 kV und 114 μ A in 3D gescannt.

Sensitivitäts- und Spezifitätswerte sowie die Gesamtgenauigkeit wurden berechnet, und ROC-Kurven wurden erstellt und verglichen. Die Zuverlässigkeitsbewertung wurde unter Verwendung linear gewichteter Cohen's- κ -Test durchgeführt.

Ergebnisse:

Die Gesamtgenauigkeiten zwischen dem Referenzstandard und verschiedenen Sensoren und Belichtungszeiten betrugen 63,1% (CCD), 67,1% (CMOS-Sensor bei 0,12 s) und 70,7% (CMOS-Sensor bei 0,08 s). Hohe Spezifität, aber niedrige Sensitivitätswerte wurden unter allen Untersuchungsbedingungen und Schwellenwerten gefunden. Die

Vergleichswerte der AUC zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen Sensorarten und Belichtungszeiten. Die κ -Analyse zeigte eine nahezu perfekte Übereinstimmung für alle Bewertungen.

Fazit:

Es wurde kein signifikanter Unterschied in der diagnostischen Güte der Detektion von proximaler Karies zwischen den verschiedenen Sensoren und Belichtungszeiten gefunden. Die längere Belichtungszeit führte nicht zu einem signifikanten zusätzlichen diagnostischen Nutzen.

Quelle: <https://doi.org/10.1259/>

2.2 Entwicklung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie

2.2.1 Indirektes Bonding

Die Straight-Wire-Technik, abgeleitet von den Arbeiten von Andrews [4], ist die am häufigsten verwendete Methode in der festsitzenden Kieferorthopädie [44]. In dieser Technik ist die ideale Platzierung der Brackets von großer Bedeutung [11,16,47,50,50]. Fehler bei der Positionierung erfordern entweder die Neupositionierung der Brackets oder das Einsetzen zusätzlicher kompensatorischer Biegungen [2,11,20,21,37,51,57,114], was die Anzahl der Besuche und die Behandlungsdauer erhöht [16], und somit die Effizienz der Behandlung beeinträchtigt. Klinisch können Brackets entweder direkt mit einem Instrument oder indirekt mit einer Übertragungsschiene (indirektes Bonding) positioniert werden. Zahlreiche Studien haben gezeigt, dass indirektes Bonding (IDB) die Präzision der Bracketpositionierung erhöhen kann [2,14,74,105,127],[29,44,48,80,86]. Mit der Einführung verschiedener Software für die virtuelle Behandlungsplanung und Workflows für die additive Herstellung von Übertragungsschienen für das IDB wurde eine neue Methode zur idealen Bracketplatzierung entwickelt [32]. Durch die Berechnung und Visualisierung der Zahnbewegungen, die sich aus den virtuell positionierten Brackets ergeben, können Anpassungen vorgenommen werden, um die Behandlungsziele im digitalen Setup zu erreichen [114]. Eine genaue klinische Umsetzung der geplanten Bracketpositionen ist entscheidend, um die virtuell simulierten Ausrichtungen zu realisieren [126]. Eine wachsende Anzahl von Studien hat sich mit dem Thema der IDB-Genauigkeit befasst [65,96,126]. Dabei besteht eine erhebliche Variabilität in der aktuellen Studienlage, die auf methodologische oder klinische Heterogenität zurückzuführen sein könnte.

Ziel der durchgeführten Studien war es daher, die bisherigen Ergebnisse im Rahmen eines systematischen Reviews zu überprüfen und die Genauigkeit der IDB-Technik zu bewerten. Dabei wurden nicht nur die Gesamtgenauigkeit der Methode und verschiedene Arten von indirekten Übertragungsschienen berücksichtigt, sondern auch methodologische und klinische Aspekte wie die verwendete Methode zur Bewertung der Genauigkeit.

Zudem wurde aufgrund der begrenzten Datenlage in eigenen In-vitro-Studien die Genauigkeit der Bracketpositionierung unter Verwendung verschiedener 3D-gedruckter indirekter Übertragungsschienen im Vergleich zum Goldstandard, den Polyvinylsiloxanschienen (PVS), untersucht. Dabei wurde auch der Einfluss des digitalen Designs der Übertragungsschienen und der Einfluss der Behandlererfahrung analysiert.

2.2.1.1 Sabbagh H, Khazaei Y, Baumert U, Hoffmann L, Wichelhaus A, Janjic Rankovic M. Bracket Transfer Accuracy with the Indirect Bonding Technique-A Systematic Review and Meta-Analysis. J Clin Med. 2022 May 4;11(9):2568. doi: 10.3390/jcm11092568. PMID: 35566695; PMCID: PMC9099689. (IF 4.81)

Zusammenfassung

Ziel:

Das Ziel war es, die Übertragungsgenauigkeit der IDB-Technik für Brackets zu untersuchen

Methode:

Es wurde eine systematische Literatursuche in PubMed MEDLINE, Web of Science, Embase und Scopus bis November 2021 durchgeführt. Auswahlkriterien waren wie folgt: In-vivo- und ex-vivo-Studien, die die Übertragungsgenauigkeit von Brackets unter Verwendung der IDB-Technik untersuchten. Informationen zu Patienten, Proben und angewandter Methodik wurden gesammelt. Gemessene durchschnittliche Übertragungsfehler (MTE) für Winkel- und Längsrichtungen wurden extrahiert. Das Bias-Risiko (RoB) in den Studien wurde mithilfe eines maßgeschneiderten RoB-Tools bewertet. Eine Metaanalyse von ex-vivo-Studien wurde für die Gesamtgenauigkeit der linearen und angulären Bracketübertragung sowie für Subgruppenanalysen nach Typ der Übertragungsschienen, Zahngruppen, kieferbezogenen, seitenbezogenen und Bewertungsmethoden durchgeführt.

Ergebnisse:

Insgesamt erfüllten 16 Studien die Kriterien. Der MTE in mesiodistaler, vertikaler und bukkolingualer Richtung betrugen 0,08 mm (95% CI 0,05; 0,10), 0,09 mm (0,06; 0,11) bzw. 0,14 mm (0,10; 0,17). Der MTE für Angulation, Rotation und Torque betrugen 1,13° (0,75; 1,52), 0,93° (0,49; 1,37) bzw. 1,11° (0,68; 1,53). Silikon-Schienen zeigten die höchste Genauigkeit, gefolgt von vakuumgeformten Übertragungsschienen und 3D-gedruckten Übertragungsschienen. Subgruppenanalysen zwischen Zahngruppen, rechten und linken Seiten sowie Ober- und Unterkiefer zeigten geringfügige Unterschiede.

Fazit:

Die Gesamtgenauigkeit der IDB-Technik kann als klinisch akzeptabel betrachtet werden. Zukünftige Studien sollten sich mit der Validierung der verwendeten Genauigkeitsbewertungsmethoden befassen.

Quelle: <https://doi.org/10.3390/jcm11092568>

- 2.2.1.2 Hoffmann L, Sabbagh H, Wichelhaus A, Kessler A. Bracket transfer accuracy with two different three-dimensional printed transfer trays vs silicone transfer trays. Angle Orthod. 2022 May 1;92(3):364-371. doi: 10.2319/040821-283.1. PMID: 34982114; PMCID: PMC9020396. (IF 2.68)**

Zusammenfassung

Ziele:

Ziel dieser Studie war der Vergleich der Übertragungsgenauigkeit von zwei verschiedenen 3D-gedruckten Übertragungsschienen (Dreve FotoDent ITB [Dreve Dentamid, Unna, Deutschland] und NextDent Ortho ITB [NextDent, Soesterberg, Niederlande]) mit PVS-Schienen für die IDB-Technik.

Methoden:

Insgesamt wurden 10 Zahnkränze für jedes untersuchte Material erstellt. Die virtuelle Platzierung der Brackets wurde auf dem gescannten Zahnkranz mit OnyxCeph (OnyxCeph 3D Lab, Chemnitz, Deutschland) durchgeführt. 3D-gedruckte Übertragungsschienen unter Verwendung eines Digital Light Processing Systems und Übertragungsschienen aus Silikon wurden hergestellt. Die Bracketpositionen wurden nach dem IDB-Verfahren erneut gescannt. Lineare und anguläre Übertragungsfehler wurden gemessen. Signifikante Unterschiede zwischen den mittleren Übertragungsfehlern und der Häufigkeit klinisch akzeptabler Grenzwerte ($<0,25 \text{ mm/1}^\circ$) wurden mittels Kruskal-Wallis- bzw. χ^2 -Tests analysiert.

Ergebnisse:

Alle Übertragungsschienen zeigten eine vergleichbare Präzision bei der Bracketplatzierung. NextDent wies eine signifikant höhere Häufigkeit von Rotationsfehlern innerhalb der Grenze von 1° auf ($p = 0,001$) im Vergleich zu den Übertragungsschienen aus PVS. Obwohl PVS in allen linearen Dimensionen signifikante Unterschiede zwischen den Zahngruppen aufwies, zeigte Dreve nur einen signifikanten Unterschied in der bukkolingualen Richtung. Alle Gruppen zeigten eine ähnliche Verteilung von Richtungsabweichungen.

Fazit:

3D-gedruckte Übertragungsschienen erzielten vergleichbare Ergebnisse wie Übertragungsschienen aus PVS in Bezug auf die Präzision der Bracketplatzierung. NextDent scheint hinsichtlich der Häufigkeit klinisch akzeptabler Grenzwerte dem Silikon unterlegen zu sein, während Dreve als gleichwertig betrachtet werden kann. Der Einfluss

von Zahngruppen auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung kann durch Verwendung eines geeigneten 3D-gedruckten Übertragungsschienen (Dreve) reduziert werden.

Quelle: <https://doi.org/10.2319/040821-283.1>

2.2.1.3 Sabbagh H, Hoffmann L, Wichelhaus A, Keßler A. Influence of the design of 3D printed indirect bonding trays and experience of the clinician on the accuracy of bracket placement J Orofac Orthop. 2024 Feb 27. English. doi: 10.1007/s00056-024-00517-2 (IF 1.7)

Zusammenfassung

Ziel:

Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss des Designs von 3D-gedruckten Übertragungsschienen auf die Genauigkeit der Bracketpositionierung zu analysieren. Darüber hinaus sollte der Einfluss der Berufserfahrung des Zahnarztes auf die Genauigkeit der Bracketpositionierung untersucht werden.

Methode:

Die virtuelle Platzierung der Brackets wurde auf einem gescannten Zahnkranz mit der OnyxCeph-Software durchgeführt. Drei verschiedene Designs von 3D-gedruckten Übertragungsschienen wurden erstellt und mit einem 3D-Drucker gedruckt. Für jedes untersuchte Übertragungsschienen-Design wurden fünfzehn Zahnkränze erstellt. Um den Einfluss der Berufserfahrung zu analysieren, wurde eines der drei Schienen-Designs zweimal hergestellt. In diesem Fall wurde die Bracketplatzierung von einem unerfahrenen Zahnarzt durchgeführt. Die Bracketpositionen wurden nach dem IDB-Verfahren gescannt. Lineare und anguläre Übertragungsfehler wurden analysiert. Signifikante Unterschiede wurden mithilfe von Kruskal-Wallis- und Chi-Quadrat-Tests untersucht.

Ergebnisse:

Alle Übertragungsschienen-Designs zeigten vergleichbare Ergebnisse. Die Ergebnisse des unerfahrenen Zahnarztes zeigten in der Torque-Richtung signifikant höhere Werte als beim erfahrenen Zahnarzt. Die Mittelwerte waren jedoch vergleichbar. Das offene Schienen-Design überschreitet die kritischen Grenzen signifikant häufiger. Die Gruppe des unerfahrenen Zahnarztes überschreitet die klinisch akzeptablen Grenzen in der vertikalen und Torque-Richtung signifikant häufiger als der erfahrene Zahnarzt. Die Verlustrate der Brackets bei den verschiedenen Schienen-Designs zeigte keine signifikanten Unterschiede. Die Gruppe des unerfahrenen Zahnarztes zeigte eine signifikant niedrigere Verlustrate der Brackets im Vergleich mit dem erfahrenen Zahnarzt.

Fazit:

Das Design der Übertragungsschienen und die Berufserfahrung beeinflussen das Überschreiten klinisch relevanter Grenzen und die Verlustrate der Brackets.

Quelle: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00056-024-00517-2>

2.2.2 Aligner Therapie

Neben der festsitzenden Therapie unter Verwendung von Brackets stellt die Aligner Therapie ein etablierter Bestandteil der herausnehmbaren orthodontischen Therapie dar. Aligner werden hauptsächlich zur Behandlung von moderaten Dreh- und Engständen von Zähnen verwendet [19,23,34,97,107,123,128]. Das therapeutische Ergebnis korreliert eng mit der Art und Richtung der geplanten Zahnverschiebungen (Setup). Die Anzahl der Zwischenschritte hängt vom verwendeten System und dem Umfang sowie der Art der Zahnverschiebungen ab. Zum Beispiel verwendet Invisalign® (Align Technology, San Jose, CA, USA) in der Regel Bewegungsschritte von 0,25–0,33 mm, CA® (Scheu-Dental, Iserlohn, Deutschland) 0,5–1 mm [69], Essix® (Dentsply, Charlotte, NC, USA) 1 mm [103] und ClearSmile® (IAS Academy, Byfleet, UK) 0,5 mm [9].

Setups können manuell oder mithilfe eines CAD/CAM-Systems erstellt werden. Heutzutage wird die manuelle Herstellung von Aligner-Setups auf Gipsmodellen zunehmend durch digitale Setups und 3D-gedruckte Modelle ersetzt [41]. Die manuelle Herstellung von Aligner-Setups bleibt jedoch eine gängige Methode für die hausinterne Aligner-Herstellung, da die erforderliche Hardware (Scanner und 3D-Drucker) und Software nicht ubiquitär verfügbar sind. Eine detaillierte Untersuchung der Präzision beider Ansätze ist wichtig, um den Therapieerfolg zu optimieren.

- 2.2.2.1 Sabbagh H, Heger SM, Stocker T, Baumert U, Wichelhaus A, Hoffmann L. Accuracy of 3D Tooth Movements in the Fabrication of Manual Setup Models for Aligner Therapy. Materials (Basel). 2022 May 28;15(11):3853. doi: 10.3390/ma15113853. PMID: 35683151; PMCID: PMC9182206. (IF 3.68)**

Zusammenfassung

Ziel:

Die Genauigkeit der Setups ist aufgrund der geringen Bewegungsschritte entscheidend. Die ungenaue Umsetzung der Zahnbewegungen im Setup ist eine mögliche Ursache für Unterschiede zwischen Setup und Patientenergebnis. Während translatorische und rotatorische Zahnbewegungen in einem digitalen Setup präzise ausgeführt werden können (mit einer Genauigkeit von 1/10 mm und/oder 1/10°, abhängig von der verwendeten Software), wurde die Präzision und Eignung manueller Setups für Aligner-Therapie bisher nicht untersucht. Daher war das Ziel dieser Studie, die Präzision einer definierten translatorischen Zahnbewegung und einer definierten rotatorischen Zahnbewegung in einem manuellen Setup zu untersuchen.

Methode:

Sechs Zahntechniker erhielten die Anweisung, jedes von elf duplizierten Gipsmodellen von Patientenmodellen wie folgt anzupassen: eine reine vestibuläre Translation von 1 mm des Zahns 11 und eine reine mesiale Rotation von 15° des Zahns 23. Die bearbeiteten Setup-Modelle wurden 3D-gescannt und mit dem Referenzmodell abgeglichen. Der Ein-Stichproben-Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($p < 0,05$) wurde zur Auswertung verwendet.

Ergebnisse:

Die Gesamtpräzision der translatorischen Bewegung erstreckt sich über einen weiten Bereich von Werten von 0,25 bis 2,26 mm (Median: 1,09 mm). Der Zielwert für die Rotation des Zahns 23 wurde mit einer medianen Rotation von 9,76° in apikalo-okklusaler Richtung erreicht. Unerwünschte Bewegungen in anderen Ebenen begleiteten ebenfalls die Rotation.

Fazit:

Ein manuelles Setup kann nur mit begrenzter Präzision hergestellt werden. Neben der sehr hohen Variabilität zwischen den Technikern traten zusätzliche unerwünschte Bewegungen in anderen räumlichen Ebenen auf. Manuell hergestellte Setups sollten aufgrund der begrenzten Präzision nicht für die Aligner-Therapie bevorzugt werden.

Quelle: <https://doi.org/10.3390/ma15113853>

3 Diskussion

Die vorliegende Habilitationsschrift widmet sich der Untersuchung und Weiterentwicklung moderner Ansätze in der Zahnmedizin und Kieferorthopädie. Sie gliedert sich in zwei thematische Schwerpunkte, die die Diskussion neuer diagnostischer und therapeutischer Prozesse prägen und einen Beitrag zur Verbesserung der Präzision und Effektivität bestehender Verfahren leisten sollen. Ziel ist es, innovative Methoden zur frühzeitigen Kariesdetektion sowie zur Optimierung kieferorthopädischer Therapien zu evaluieren und kritisch zu bewerten.

Der erste Schwerpunkt befasst sich mit neuartigen Verfahren zur Kariesdiagnostik, wobei insbesondere alternative, nicht-ionisierende Techniken wie die NIRT im Vordergrund stehen. Diese Methoden zeigen ein vielversprechendes Potenzial zur Erkennung von frühen kariösen Läsionen, insbesondere von Approximalkaries und versteckter okklusaler Karies. Neben einem Vergleich der diagnostischen Leistungsfähigkeit dieser neuen Verfahren mit der klassischen BWR werden in unseren Untersuchungen auch die Effekte von Wellenlängenvariationen und technischen Parametern auf die diagnostische Genauigkeit analysiert.

Der zweite Schwerpunkt behandelt die Entwicklung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie. Im Fokus stehen computergestützte Planungs- und Fertigungstechniken, die eine präzisere Bracketpositionierung und die Herstellung individueller Aligner ermöglichen. Durch systematische Reviews und eigene experimentelle Untersuchungen werden die Genauigkeit und die Anwendbarkeit von 3D-gedruckten Übertragungsschienen aufgezeigt. Besondere Aufmerksamkeit gilt dabei den Einflüssen von Schienendesign, Materialeigenschaften und der klinischen Erfahrung des Behandlers auf die Präzision der Übertragungsverfahren. Diese Analysen tragen dazu bei, die Bedeutung digitaler Technologien für die Zukunft der kieferorthopädischen Behandlung zu verdeutlichen.

3.1 Entwicklung neuer Prozesse in der Karieserkennung

Die frühzeitige Erkennung und präzise Diagnostik von Karies stellt nach wie vor eine zentrale Herausforderung in der Zahnmedizin dar. Insbesondere die Identifikation von Approximalkaries und versteckter okklusaler Karies bleibt mit den konventionellen Methoden wie der BWR begrenzt. Der Einsatz alternativer, nicht-ionisierender Technologien wie der NIRT bietet hier vielversprechende Ansätze, die Sensitivität und

Spezifität der Diagnostik zu verbessern. Im Rahmen dieses Kapitels werden die zugrundeliegenden physikalischen Prinzipien sowie deren technische Umsetzung beleuchtet und anhand experimenteller Untersuchungen die Potenziale und Grenzen dieser neuen Verfahren detailliert analysiert.

3.1.1 Nahinfrarottransillumination

NIRT stellt eine innovative alternative diagnostische Methode zur Kariesdiagnostik dar, die nicht auf ionisierender Röntgenstrahlung basiert. Ihr vielversprechendes Potenzial liegt in der Möglichkeit der beliebigen Wiederholbarkeit und Anwendbarkeit, selbst bei Kindern. Technisch gesehen wird Nahinfrarotlicht durch zwei Lichtaustrittsfenster übertragen, die jeweils bukkal und oral auf Höhe des Alveolarknochens positioniert sind. Dieses Licht durchdringt den Alveolarknochen und beleuchtet die Zahnhartsubstanz von innen. Die Lichtstreuung im Dentin führt dazu, dass der Dentinkern als homogene Lichtquelle erscheint und die gesamte Zahnoberfläche gleichmäßig von innen beleuchtet wird. Kariöse Läsionen im Schmelz werden bei NIRT dunkel, da aufgrund der Lichtstreuung im kariösen Bereich weniger Licht den CCD-Sensor erreicht, der die Okklusalfäche des Zahnes erfasst. Auf diese Weise können effizient Kariesläsionen zwischen dem Dentinkern und der Zahnoberfläche erkannt werden [76].

Um das Jahr 2000 wurden drei Systeme auf dem dentalen Markt eingeführt das QLF System (Inspektor Research System, Amsterdam, Netherlands) mit 532 nm, das DIAGNOdent System (KaVo, Biberach, Germany) mit 655 nm sowie das DIAGNOcam (KaVo, Biberach, Germany) mit 780 nm. Das Ziel war es, die Unterscheidungsfähigkeit von Karies und gesunder Zahnhartsubstanz in Abhängigkeit von den in den genannten kommerziellen optischen Diagnosesystemen verwendeten Wellenlängen zu untersuchen (QLF 532 nm, DIAGNOdent 655 nm, DIAGNOcam 780 nm).

Für eine klinische Bewertung der Lichtausbreitung in gesundem oder kariösem Gewebe ist der Absorptionskoeffizient eine gute Näherung, die direkte statistische Vergleiche für klinische Schlussfolgerungen ermöglicht [42]. Die in unserer Studie gemessenen Lichtabsorptionskoeffizienten waren vergleichbar mit den von Fried et al. [42] berichteten Lichtabsorptions- und Streukoeffizienten. Lichtabsorption ist die Summe aller Ereignisse, die das Licht beim Durchgang durch das Zahngewebe abschwächen. Da die Absorption im Lichtabschwächungsprozess nur eine untergeordnete Rolle spielt [13,42], sind die von Fried et al. berichteten Streukoeffizienten direkt mit den in unserer Studie ermittelten Absorptionskoeffizienten vergleichbar [13,42,62]. Bei allen Zahnstrukturen führten

höhere Wellenlängen zu niedrigeren Absorptionskoeffizienten, wie bereits von Fried et al. und Darling et al. beobachtet. Die Unterschiede zwischen den Absorptionskoeffizienten bei allen Wellenlängen waren jedoch nur für gesundes Schmelzgewebe signifikant ($p < 0,001$, ANOVA), was die Ergebnisse von Darling et al. [27] bestätigt. Sie fanden heraus, dass kariöser Schmelz signifikant undurchsichtiger war als gesunder Schmelz.

Die Unterschiede zwischen kariösem Dentin und gesundem Dentin waren weniger ausgeprägt als zwischen kariösem und gesundem Schmelz. Kariöses Dentin erschien transparenter als gesundes Dentin. Der niedrigere Absorptionskoeffizient von kariösem Dentin lässt sich durch die sogenannte Zone der Transluzenz erklären. Aufgrund der Strahlbreite des Lasers und des sanften Übergangs zwischen Dentin und kariösem Dentin, einschließlich der Zone der Transluzenz, ist es möglich, dass Teile der Zone der Transluzenz in kariösem Dentin in das gestreute Lichtvolumen einbezogen wurden. Wie bereits 1947 von Manly et al. beschrieben [82], führt die Zone der Transluzenz in kariösem Dentin zu erhöhter Transluzenz, was wir auch in unseren Messungen sehen konnten [85]. Obwohl es möglich ist, die Probe mit einem Goniometer präzise zu fokussieren, kann nicht ausgeschlossen werden, dass die darunter liegende Zone der Transluzenz gemessen wurde, anstelle der kariösen Läsion, was zu einem niedrigeren Absorptionskoeffizienten in gesundem Dentin im Vergleich zu kariösem Dentin führen würde.

Darüber hinaus können wir nicht ausschließen, dass die Probenvorbereitung, insbesondere Schleifen und Polieren, das bereits geschwächte kariöse Dentin stärker verändert haben könnte als das gesunde Gewebe, wie von Darling et al. zuvor festgestellt [27].

Idealerweise sollten diagnostische Systeme in der Lage sein, die Unterschiede zwischen Schmelz und Dentin sowie zwischen gesunden und kariösen Zahngewebestrukturen klar zu identifizieren. Bei Dentin konnten für kurze Wellenlängen jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen kariösem und gesundem Dentin nachgewiesen werden. Für Wellenlängen von 650 nm und 780 nm konnten signifikante Unterschiede zwischen gesundem und kariösem Dentin bestätigt werden. Es muss jedoch beachtet werden, dass diese Unterschiede mit einem genauen und reproduzierbaren Messinstrument verifiziert wurden. Der ausgeprägte Überlappungsbereich der gemessenen Werte legt nahe, dass die Unterschiede im Dentin vom Auge nicht zuverlässig differenziert und klassifiziert werden können. Diese Interpretation stimmt mit früheren in-vivo-Studien mit dem DIAGNOcam-System überein, die ebenfalls Schwierigkeiten bei der Unterscheidung zwischen kariösem und gesundem Dentin feststellten [27].

Kariöser Schmelz zeigte einen signifikant höheren Anisotropiefaktor g ($p < 0,001$) im Gegensatz zu gesundem Schmelz, was auf eine erhöhte Rückstreuung von kariösem Schmelz hinweist. Kariöses Dentin zeigte jedoch einen hochsignifikant erhöhten g -Wert ($p < 0,001$) im Vergleich zu gesundem Dentin. Bei der Formel repräsentiert der Anisotropiefaktor den intensitätsgewichteten Durchschnitt des Kosinus des Streuwinkels. Daher könnte, wie oben erwähnt, eine Messung in der Zone der Transparenz zu den niedrigen g -Werten in kariösem Dentin im Vergleich zu gesundem Dentin geführt haben. Neben der Vorwärtsstreuung in kariösem Schmelz zeigten unsere Daten eine signifikante Rückstreuung [27]. Die beste Unterscheidung zwischen kariösem und gesundem Schmelz und zwischen gesundem Schmelz und Dentin wurde bei einem Winkel von 0° beobachtet. Diese Ergebnisse stimmen mit früheren Studien zu Lichtoptiksystemen überein, die auf ein gutes Ergebnis für die initiale Kariesdiagnose mit Nahinfrarot-Durchleuchtungssystemen wie DIAGNOcam hinweisen [75,84,104,120]. Kühnisch et al. stellten fest, dass das DIAGNOcam sogar dem Goldstandard der BWR überlegen war, um initiale Schmelzläsionen zu visualisieren [75]. Im Gegensatz dazu waren kariöse Läsionen, die auf BWR im Dentin sichtbar waren, nur in 29,1% der DIAGNOcam-Bilder nachweisbar. Daher kamen die Autoren zu dem Schluss, dass das DIAGNOcam das klassische Röntgenbild für die kariöse Diagnostik nicht ersetzen kann, aber aufgrund seiner Fähigkeit, Schmelzläsionen zu erkennen, den Bedarf an Bissflügelaufnahmen reduzieren kann.

Durch unsere Ergebnisse konnten die Vor- und Nachteile der verfügbaren kommerziellen optischen Lichtsysteme für die frühzeitige Karieserkennung bestätigt werden.

Basierend auf diesen Ergebnissen sowie weiteren klinischen Untersuchungen [112,129], welche zeigten, dass die Verwendung der Wellenlänge 1300 nm bei der Transillumination die diagnostische Güte zur Identifizierung von proximaler Karies stärker verbessert, war das Ziel einer weiteren Studie das Potenzial von SWIRT bei 1050, 1200 und 1300 nm für die frühzeitige Detektion proximaler Karies zu bewerten.

Zu beachten ist, dass im Gegensatz zu vorherigen Studien, in unserer Studie keine Zahnschnitte, sondern komplette Zähne genutzt wurden. Das Verständnis der Lichtausbreitung in menschlichem dentalen Hartgewebe bei höheren Wellenlängen wurde bisher hauptsächlich durch Tests an Zahnquerschnitten gewonnen. Erhaltene Zähne weisen im Vergleich zu dünnen Scheiben andere Eigenschaften der Lichtausbreitung auf,

bedingt durch Faktoren wie Masse, die konvexe Form der Oberflächen, anatomische Variationen oder strukturelle Unregelmäßigkeiten.

Zwei InGaAs-Kameras mit unterschiedlichen Auflösungen wurden verwendet, und ihre diagnostischen Ergebnisse wurden mit denen von BWR als Testmethode und μ CT-Untersuchungen als Referenzstandard verglichen.

Die Ergebnisse unserer Studie sind konsistent mit früheren Forschungsergebnissen und schreiben SWIRT das höchste Potenzial zur Identifizierung von Kariesläsionen zu, mit einem Maximum von 84% für Karies im Allgemeinen, 53% für Schmelz und 85% für Dentin, während die Spezifität bei rund 95% für alle diagnostischen Kategorien lag. Diese Ergebnisse sind ähnlich oder leicht niedriger als die bei 780 nm von Lederer et al. berichteten Ergebnisse und erfordern eine teilweise Überarbeitung der anfänglichen Hypothese: Transillumination bei 1050, 1200 und 1300 nm hat nicht das Potenzial, frühzeitige proximale Kariesläsionen mit Sensitivitätswerten über 60% für Schmelz und 80% für Dentin zu erkennen [77,78]. Die Gründe für die unerwartet niedrigeren Sensitivitätswerte von SWIRT, d. h. die Unterschätzung der proximalen Zahnkaries, umfassen mehrere Faktoren wie Stichprobengröße und -zusammensetzung, das Design des In-vitro-Modells, die unterschiedlichen Zahnformen der Proben und die Eigenschaften der Lichtausbreitung im Zahnhartgewebe. Eine größere Stichprobengröße von 250 extrahierten Zähnen in unserer Studie erhöht die diagnostische Aussagekraft, Bedeutung und Validität der Ergebnisse. Ein wichtiger Aspekt, der die diagnostische Genauigkeit sowohl für SWIRT als auch für BWR in Richtung Unterschätzung beeinflusst haben könnte, ist der unbekannte Grad der Demineralisierung der 18 Läsionen in der äußeren Hälfte des Schmelzes. Es ist bekannt, dass die Streuung von initialen, nicht kavitierten Schmelzläsionen mit zunehmendem Demineralisierungsgrad intensiver wird. In unserer Analyse erreicht die Demineralisierung möglicherweise nicht den kritischen Punkt des Mineralverlusts, der erforderlich ist, um eine Läsion mit Transillumination zu visualisieren, ist aber immer noch groß genug, um von μ CT als erkrankt identifiziert zu werden. Weitere Studien mit Fokus auf dem Vergleich der Lichtausbreitung in de- und remineralisierten Zahnhartstrukturen sind daher notwendig.

Diagnostische Entscheidungen in SWIRT-Bildern werden auch durch Aspekte des In-vitro-Modells beeinflusst. Die Positionierung der Probe zwischen Lichtquelle und Kamera beeinflusst die Beleuchtung des Objekts sowie die Abbildbarkeit einiger initialer Kariesläsionen. Das Aussehen einer Schmelzläsion ändert sich je nach Winkel, unter dem das Licht auf die demineralisierte Fläche gerichtet ist. Zum Beispiel kann der Kontakt

einer Läsion mit der Schmelz-Zement-Grenzfläche beim ersten Betrachten vorhanden sein, verschwindet aber dann, nachdem die Lichtquelle gedreht wurde. Die Vorbereitung der Bilder erfolgt daher immer nach einer dynamischen Untersuchung des Zahns, bei der der optimale Einfallswinkel des Lichts nach Neigung und Rotation der Probe bestimmt wird. Darüber hinaus ist zu beobachten, dass Live-Bilder oft proximale Oberflächen mit höherer Präzision und besserer Belichtung zeigen als Einzelbilder. Für die Analyse in unserer Studie wurden ausschließlich Einzelaufnahmen verwendet.

Ein weiterer Aspekt war eine gleichmäßige Verteilung des Lichts innerhalb der Zahnkrone. Prämolaren waren oft überbelichtet, während bei massiveren Molaren das Licht nur selektiv eingeführt werden konnte und Teile der Krone dunkel blieben. Es war nicht möglich, für jede Probe und Wellenlänge das optimale Bild zu erhalten. In der klinischen Anwendung ist der Zahn von Zahnfleisch und Alveolarknochen umgeben, was möglicherweise für eine ausgewogenere kreisförmige Lichtübertragung in den Zahn verantwortlich sein könnte. In vorläufigen Experimenten versuchte man, diese anatomischen Gewebe mit einer Flüssigkeit zu simulieren, die gelöste Hydroxyapatitkristalle und Silicatperlen mit einem Durchmesser von 0,5 mm enthielt, in der die Wurzelseite des Zahns montiert war. Da kein merklicher Unterschied in der Beleuchtungsqualität mit SWIR-Licht festgestellt wurde, bleibt zu hinterfragen, ob echtes Knochengewebe die Bildqualität und die diagnostische Genauigkeit von SWIRT beeinflussen würde. Dies sollte Gegenstand weiterer Studien sein.

Anatomische Aspekte der Proben beeinflussen auch die diagnostische Genauigkeit der Transillumination. Da die Spender der Proben aus ethischen Gründen anonymisiert sind, ist nichts über das Alter des dentalen Materials bekannt. Es wurde festgestellt, dass die kristalline Struktur des Schmelzes mit dem Alter zunimmt, was mit einem allgemeinen Anstieg der Streuung in den betroffenen Geweben verbunden sein könnte [79,89]. Sensitivitätswerte für Karies sind auch signifikant von der Lokalisierung von Kariesläsionen in apikaler Richtung beeinflusst, da das Licht auf seinem Weg durch das Gewebe abgeschwächt wird [119]. Da der durchschnittliche Lichtweg durch gesunden Schmelz bei 1310 nm weniger als 4 mm beträgt, können Läsionen, die näher an der Schmelz-Zement-Grenzfläche liegen, nicht direkt durch Transillumination erkannt werden [63].

Der Streuungsgrad des Schmelzes variiert von Person zu Person und ist besonders hoch bei Zähnen mit Mineralisationsunregelmäßigkeiten. Zähne mit Hypo- oder Hypermineralisation weisen einen starken Anstieg der Streuung auf, wodurch die Gewebe

im Allgemeinen heller erscheinen. Die optische Unterscheidung zwischen gesunden und demineralisierten Bereichen wird dadurch schwieriger. Ähnliche Beobachtungen können gemacht werden, wenn Veränderungen in der Morphologie des okklusalen Schmelzes vorliegen. Defekte im marginalen Bereich erhöhen die Undurchsichtigkeit und können zu falsch positiven Ergebnissen führen.

Basierend auf vorherigen Studien zur Transillumination von Zahnquerschnitten führt eine höhere Wellenlänge zu einem niedrigeren Absorptionskoeffizienten und damit zu weniger Streuung und höherer Transparenz im gesunden Schmelz führt [10,42,63]. Diese Phänomene werden durch die Ergebnisse unserer Studie bestätigt. Daher wird die zweite Hypothese bestätigt, dass die Empfindlichkeit von SWIRT für die Detektion von proximaler Karies im Allgemeinen, im Schmelz und Dentin mit zunehmender Wellenlänge steigt. Diese Ergebnisse müssen jedoch im Zusammenhang mit dem Bewertungssystem gesehen werden, das die Bilder in fünf verschiedene Kategorien von 0 bis 4 einteilt. Vier der fünf Kategorien (Wertungen 0 bis 3) definieren Veränderungen im Schmelz, während nur eine direkt auf Veränderungen im Dentin hinweist (Wertung 4). Daher basiert die Berechnung der diagnostischen Genauigkeit nur indirekt auf Informationen über das Potenzial von SWIRT, Karies in Dentin bei diesen höheren Wellenlängen zu detektieren. In Bezug auf die Bilder beobachten wir, dass fast alle Oberflächen, die als direkte Dentinbeteiligung (Wertung 4) bewertet wurden, Dentinkaries nach dem Referenzstandard sind. Darüber hinaus wird bei fast allen Proben das Dentin mit zunehmender Wellenlänge dunkler. Dies wird auch durch statistische Daten zur Differenzierung zwischen gesundem Schmelz und Dentin entlang der Schmelz-Zement-Grenzfläche belegt. Mit zunehmender Wellenlänge verbessert sich die Unterscheidung zwischen Schmelz und Dentin um etwa 20%. Bei 1300 nm war der Dentinnukleus in über 90% aller Proben klar von dem Schmelz zu unterscheiden. In Bezug auf die Bilder ist diese Verbesserung nicht nur auf die zunehmende Transparenz des Schmelzes zurückzuführen, sondern auch auf die höhere Undurchsichtigkeit des Dentins. Während bei 780 nm eine Kariesläsion von gesundem Dentin unterschieden werden kann, ist dies bei höheren Wellenlängen nicht mehr möglich. Der steigende Absorptionskoeffizient von Dentin wird von der Absorption von Wasser dominiert, die bei 1450 nm am höchsten ist [10].

Daher kann festgestellt werden, dass für eine geringere Absorption von Licht in Dentin sein physikalisches Optimum für die Transillumination eher im Bereich niedrigerer Wellenlängen (<1000 nm) liegt.

Für Wellenlängen über 1000 nm sind Kameras mit InGaAs-Sensoren erforderlich, da Kameras mit Siliziumsensoren nur ausreichende Quanteneffizienz für Wellenlängen bis 800 nm haben. Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass Kameras mit besserer Auflösung und signifikant höheren Preisen zu einer höheren diagnostischen Genauigkeit führen würden. Die Analyse zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden InGaAs-Kameras hinsichtlich ihrer diagnostischen Güte. Obwohl das Kamerasystem mit höherer Auflösung Bilder mit höherem Kontrast liefert, erfordert die Anschaffung erhebliche finanzielle Investitionen. An dieser Stelle kann festgestellt werden, dass die Verwendung eines Kamerasystems mit einer Auflösung von 320×256 Pixeln für die proximale Kariesdetektion mit Transillumination über 1000 nm ausreichend ist.

Es ist entscheidend, diese Ergebnisse in regelmäßigen Abständen neu zu bewerten, da ständig neue Kameratypen und technische Innovationen entwickelt werden. Die Ergebnisse zur diagnostischen Güte der Testmethode BWR sind bei allen drei Wellenlängen signifikant weniger sensitiv als bei SWIRT-Bildgebung. Die Genauigkeit von BWR, insbesondere die Sensitivität, ist niedriger als die in einer Untersuchung von Schwendicke et al. berichteten Werte [102]. Dies ist hauptsächlich auf unseren Probenpool zurückzuführen, der 18 frühe Schmelzläsionen sowie 47 frühe Dentinläsionen berücksichtigt. Obwohl diese Läsionen durch μ CT-Scans nachweisbar sind, erreicht der Mineralverlust nicht das Ausmaß, das durch digitale Radiologie visualisiert werden kann [38,102].

Da der Probenpool hauptsächlich Oberflächen umfasst, die gesund oder nicht kavitierenden Läsionen aufweisen, kann geschlussfolgert werden, dass im Gegensatz zu BWR die Detektion früher Kariesläsionen mit der Transillumination möglich ist.

Die Verwendung von SWIRT bietet einen breiteren Informationsbereich zu den frühen Stadien der proximalen Karies, die mit BWR unentdeckt bleiben. Dieser Informationsgewinn muss im klinischen Kontext interpretiert werden, um eine Überbehandlung von kariösen Läsionen zu vermeiden. Die höhere Sensitivität der SWIRT-Bildgebung kann Zahnärzte unterstützen, frühzeitige Läsionen zu erkennen und geeignete prophylaktische Maßnahmen durchzuführen. Die lichtoptische Diagnostik kann nicht die visuelle Untersuchung ersetzen oder den allgemeinen Kariesrisikofaktor eines Patienten beurteilen. Ein wesentlicher Nachteil der Transillumination ist, dass sie zwischen kavitierenden und nicht kavitierenden proximalen Läsionen nicht unterscheiden kann.

Es gibt weitere Einschränkungen, die berücksichtigt werden müssen. Der Probenpool unserer Studie besteht aus okklusalen Flächen mit und ohne Karies sowie aus Schmelz- und Dentinkavitäten. Ein systematischer Vergleich mit anderen Diagnosemethoden, wie z. B. direkter radiologischer Bildgebung oder mit Verfahren wie dem DIAGNOdent, wurde nicht durchgeführt. Dies sollte in zukünftigen Studien Berücksichtigung finden. Ein weiterer Schwerpunkt sollte auf der Anwendung von SWIR-Bildgebung auf oberflächennahen Läsionen liegen. In-vivo-Studien mit der aktiven Beteiligung von Zahnärzten sollten untersuchen, ob die SWIR-Bildgebung bei der Diagnose und Verlaufskontrolle von proximalen Kariesläsionen effektiv eingesetzt werden kann. Um die diagnostische Genauigkeit weiter zu verbessern, könnte die Integration von Bildverbesserungsalgorithmen in die Software erwogen werden. Aktuelle Forschungsarbeiten haben gezeigt, dass maschinelles Lernen und künstliche Intelligenz bei der Auswertung von SWIR-Bildern zur Verbesserung der diagnostischen Genauigkeit nützlich sein können [78]. Dies sollte in zukünftigen Studien ebenfalls berücksichtigt werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die SWIR-Transillumination mit Wellenlängen über 1000 nm ein vielversprechendes Potenzial für die Detektion von proximaler Karies aufweist. Die höhere Sensitivität im Vergleich zur digitalen radiologischen Bildgebung, insbesondere bei Dentinkavitäten, unterstreicht die Bedeutung dieser Methode. Zukünftige Forschungsarbeiten sollten sich darauf konzentrieren, die Methode weiter zu verfeinern, in verschiedenen klinischen Szenarien zu validieren und ihre Integration in die klinische Praxis zu untersuchen.

3.1.2 Vergleich Röntgensensoren mit CCD- und neuer CMOS-Sensor-Technologie zur Diagnostik früher approximaler Läsionen

Die etablierteste Methode zur Karieserkennung ist neben der visuellen Untersuchung die digitale BWR [35,49]. Diese Methode kann jedoch nicht zur Erkennung frühzeitiger Karies, weder bei okklusalen noch bei proximalen Läsionen, empfohlen werden [102]. Die meisten Studien differenzieren allerdings nicht zwischen Sensorarten und ihrer unterschiedlichen technischen Zusammensetzung.

Im letzten Jahrzehnt gab es große Fortschritte im Bereich der digitalen Sensoren. Der CCD-Sensor kombiniert Pixel von 19 µm zu einem Cluster von 39 µm. Diese Zusammenfassung der Originalpixel zu einem einzigen größeren Pixel führt zu einem

gewissen Informationsverlust, reduziert jedoch das Bildrauschen und verbessert damit die Bildqualität.

Die noch kleinere Pixelgröße von 15 μm des CMOS-Sensors könnte im Vergleich dazu kontrastreichere Bilder ermöglichen. Da das menschliche Auge nur etwa 30 Graustufen unterscheidet, bietet der Anstieg von 8 auf 12 Bits keinen direkten Nutzen. Er stellt jedoch eine Grundlage für eine erweiterte Datenverarbeitung, wie beispielsweise Filterfunktionen dar [88,115]. Im Hinblick auf den Strahlenschutz und die individuelle Verantwortung jedes Zahnarztes gegenüber seinem Patienten sollte der Einfluss der neuen Sensoren auf die effektive Strahlendosis und das diagnostische Potenzial jedem bewusst sein.

Leider liegt die Wahl des Sensors nicht in der Hand des Zahnarztes, da nur der CMOS-Sensor seit etwa 2009 auf dem Dentalmarkt verfügbar ist, während die Vermarktung des CCD-Sensortyps weitgehend eingestellt wurde. Ziel unserer Studie war es zu untersuchen, ob der neuere Röntgensensor mit dem CMOS-Detektor signifikant bessere Ergebnisse bei der Erkennung von approximaler Karies zeigt, als der ältere auf CCD basierende Röntgensensor, und ob wir eine Erneuerung der älteren Sensoren zugunsten unserer Patienten in Betracht ziehen sollten.

Als Referenzstandard verwendeten wir μCT , da diese Methode der Goldstandard ist, um die tatsächliche Ausdehnung von Karies innerhalb einer Probe ohne dessen Zerstörung zu definieren [12,90,110]. Die 3D-Informationen ermöglichen es, das Verhältnis zwischen der Schmelz-Zement-Grenze und den Umrissen der Pulpenkammer zu bestimmen. Auf diese Weise konnte der Umfang einer Kariesläsion genau lokalisiert werden. In vitro-Studien, die eine vergleichbare Testprobe ($n = 245$) in einer derartigen Menge und Qualität histologisch oder mikrocomputertomografisch bearbeitet haben, sind selten. Um die minimal erforderliche Stichprobengröße gemäß Bujang et al. zu berechnen, war es notwendig, eine geeignete Kariesprävalenz abzuschätzen und Werte für Sensitivität und Spezifität zu hypothesieren [18]. Um ein repräsentatives Spektrum von Kariesläsionen in der Stichprobe bereitzustellen, wurde eine Kariesprävalenz von 50% als geeignet erachtet. In der "Fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie" wird diese Kariesprävalenz als zu hoch eingeschätzt [64]. In solchen epidemiologischen Untersuchungen bleibt die Prävalenz von nicht kavitierten Kariesläsionen allerdings unterschätzt, was erklärt, warum eine Kariesprävalenz von 50% doch allgemein akzeptiert wird [61,117,122]. Da sich die Studie auf die Erkennung von frühzeitiger Karies in Schmelz und Dentin konzentriert hat, ist möglicherweise die Anzahl fortgeschrittener Kariesläsionen im D4-Status in unserer Stichprobe unterrepräsentiert. Darüber hinaus wurde besonderer Wert auf die Erkennung

von approximaler Schmelzkaries gelegt, da diese Läsionen für den Zahnarzt schwer mit den verfügbaren diagnostischen Methoden zu diagnostizieren sind [102].

Die Schwierigkeiten von BWR bei der zuverlässigen Erkennung frühzeitiger Karies sind vielfältig. Der Mineralverlust bei initialen Läsionen ist oft zu gering, um auf dentalen Röntgenbildern dargestellt zu werden [38]. Ein Hauptproblem sind die Überlagerungen benachbarter Zähne, die miteinander in Kontakt stehen. Auf der Basis unseres Phantoms waren innerhalb der Gruppe mit dem simulierten approximalen Kontakten nur 20,4% der Proben ohne Überlagerungsartefakte auswertbar. Diese hohe Anzahl von approximalen Überlagerungen in unserem in vitro-Experiment war kein Artefakt unseres Phantommodells, sondern ein Beweis dafür, wie gut unser Phantommodell die klinische Realität repräsentieren kann. Um diese Feststellung zu unterstützen, haben wir 697 klinische digitale BWR-Bilder ausgewertet, die aus einer Zufallsstichprobe von 4500 anonymisierten Röntgenaufnahmen stammten, die zwischen 2008 und 2019 in unserer Zahnklinik aufgenommen wurden. Nur 12,3% ($n = 68$) dieser klinischen BWR-Bilder waren frei von approximalen Überlagerungen. Daher scheint es sowohl unter klinischen als auch unter Laborbedingungen schwer zu sein, das "perfekte" digitale BWR-Bild ohne approximale Überlagerungen benachbarter Zähne zu erhalten. Darüber hinaus beobachteten wir ein Phänomen im Zusammenhang mit diesen approximalen Überlagerungen, welches die diagnostische Auswertung weiter erschwerte. Die überlagerten Bereiche waren von Artefakten umgeben, die durch den CMOS-Sensor mit höherem Kontrast dargestellt wurden als durch den CCD-Sensor. Wahrscheinlich werden diese durch die Vorverarbeitung der Sensordaten mit digitalen Filtern verursacht. Erhebliche Anstrengungen wurden in die Entwicklung eines universellen Phantoms für die detaillierte Untersuchung digitaler BWR investiert. Aufgrund der Überlagerungsartefakte basierte die statistische Auswertung nur auf der radiografischen Bildgebung von Proben ohne Abbildung des Kontaktbereichs. Mit der Darstellung antagonistischer Zahnquadranten wurde die Konstellation eines durchschnittlichen BWR-Bildes so genau wie möglich simuliert. Auf diese Weise wurde die Verteilung der Grauwerte in analoger Form homogenisiert, um eine Überbelichtung durch das automatische Belichtungssystem zu verhindern, wenn der Hintergrund dunkel ist und ein einzelner Zahn abgebildet wird. Alle Röntgenbilder wurden auf 8-Bit-Bilder reduziert und mithilfe der Histogrammfunktion von ImageJ auf mögliche Sättigungen (hohe Anzahl von Pixeln mit einem Grauwert von 255) untersucht [99].

Eine kleine Einschränkung unseres Röntgenphantoms besteht in der Vernachlässigung des durchschnittlichen radiologischen Widerstands des Wangengewebes eines Patienten. Daher wurden die Proben mit 0,12 s statt der vom Hersteller empfohlenen 0,16 s bestrahlt. Alternativ hätte eine 14,5 mm dicke Acrylglasplatte dieses Defizit einfach kompensiert [101].

Die hohen κ -Werte der Reliabilitätsbewertung aus Tabelle 4 deuten darauf hin, dass die beiden Prüfer sehr gut kalibriert und geschult waren. Die geänderte Technologie der beiden Sensortypen geht mit einer Erhöhung der Belichtungszeit oder Spannung aufgrund des konstruktiven Prinzips des Sensors einher. Die Schaltungen von CMOS bestehen aus mehreren Materialschichten, was erklärt, warum der Sensor in einer Schichtanordnung aufgebaut ist. Diese Anordnung führt dazu, dass ältere Sensoren mit geringerer Ladungserhaltung mehr Belichtungszeit benötigen als der CCD-Sensor. Zum Beispiel wird eine Belichtungszeit von 0,08 s bei 60 kV für die Aufnahme von BWR mit dem CCD-Sensor empfohlen; für den CMOS-Sensor werden jedoch Belichtungszeiten von entweder 0,16 s bei 60 kV oder 0,08 s bei 70 kV empfohlen. Eine Erhöhung der Belichtungszeit von 0,08 auf 0,16 s bei unveränderter 60-kV-Röhre führt zu einer Verdopplung der Strahlendosis ($6\text{--}12\text{ mGy cm}^{-2}$). Die Erhöhung der Spannung auf 70 kV bei gleicher Belichtungszeit von 0,08 s führt immer noch zu einer Erhöhung der Dosis um den Faktor 1,3. Diese Erhöhung der Strahlendosis widerspricht dem deutschen Strahlenschutzgesetz, welches eine Reduzierung der Strahlenbelastung der Patienten verlangt, wenn dies möglich ist. Von den CMOS-Sensoren wird erwartet, dass sie durch die höhere Bit-Tiefe der Pixel das Rauschen reduzieren und den visuellen Eindruck der Bilder verbessern. Dies soll zu einer besseren Diagnostik führen. Tatsächlich war der visuelle Eindruck aufgrund des reduzierten Bildrauschens bei den neuen Sensoren besser (selbst bei kürzeren Belichtungszeiten). Unsere Studie konnte jedoch nicht nachweisen, dass die bessere Datenqualität auch zu einer besseren Diagnosequalität führt, da die Sensitivitätswerte nicht signifikant stiegen und die Spezifitätswerte für alle Untersuchungsmethoden und Schwellenwerte gleichermaßen gut waren. Der Vergleich der AUCs der verschiedenen Sensoren und/oder Belichtungszeiten zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die Unterschiede zwischen den Sensoren wurden jedoch mithilfe der Bildverarbeitungssoftware ImageJ deutlich. Nach der Datenreduktion von 10 auf 8 Bits wurden die Histogramme der entsprechenden Röntgenbilder der verschiedenen Sensoren überlagert, und es wurde ein deutlicher Unterschied in der Grauwertverteilung sichtbar. Nach Verwendung der Subtraktionsfunktion von ImageJ wurden das Dentingewebe, die

Pulpa und dentinäre Kariesläsionen immer noch kontrastiert. Der Einfluss der Filterprogramme der Software auf die Verarbeitung von Grauwerten und Pixeln bleibt unklar, da die intern verwendeten Algorithmen von den Unternehmen generiert und nicht allgemein zugänglich sind. Benutzer von medizinischen Diagnosegeräten sollten erwarten, dass alle zur Verbesserung der Sensordaten verwendeten Algorithmen offengelegt werden. Auch wenn diese Informationen für den praktizierenden Zahnarzt nicht direkt relevant sind, ist das Wissen über diese Algorithmen wichtig für die Forschung und Weiterentwicklung der Röntgendiagnostik. Die Anwendung der Marthaler-Klassifikation, die sehr einfach, klinisch orientiert und ordinal skaliert ist, führte zu einem bestimmten Informationsverlust. Eine feinere und linear skalierte Klassifikation würde eine genauere Beurteilung der approximalen Oberflächen ermöglichen und möglicherweise einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Sensortypen anzeigen. Mit Fokus auf die Erkennung von approximaler Karies analysierte unsere Studie nur einen diagnostischen Zweck digitaler intraoraler Sensoren, während alle anderen nicht angesprochen wurden. In Bezug auf die Kariologie haben diagnostische Studien darauf hingewiesen, dass eine zuverlässige Erkennung okklusaler Schmelzkaries durch BWR in den meisten Fällen nicht möglich ist [102]. Zukünftige Studien könnten dieses Thema mit dem Studiendesign der vorliegenden Studie analysieren.

3.1.1 Konklusion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchungen zur Entwicklung neuer digitaler Prozesse in der Zahnmedizin verdeutlichen, dass die konventionellen BWR für die frühzeitige Erkennung von Initialkaries, insbesondere im Bereich des Zahnschmelzes, keine ausreichende Präzision bietet. Die Sensitivität für die Detektion von frühen kariösen Läsionen bleibt gering, was die klinische Anwendbarkeit dieser Methode in diesem Kontext einschränkt. Auch die Einführung neuer digitaler Sensoren, wie CMOS-Detektoren, konnte diese Schwäche nicht kompensieren. Obwohl sie eine subjektiv verbesserte Bildqualität bieten, führt ihre Nutzung lediglich zu einer Erhöhung der Strahlendosis, ohne die diagnostische Genauigkeit signifikant zu verbessern.

Im Gegensatz dazu zeigt die Nahinfrarot-Diagnostik (NIR), insbesondere die Nahinfrarottransillumination (NIRT), ein deutlich höheres Potenzial bei der Erkennung von Initialkaries. Die Methode ermöglicht eine präzisere Unterscheidung zwischen gesundem und kariösem Zahnschmelz, insbesondere bei der Anwendung höherer

Wellenlängen. Für Dentin zeigt sich jedoch ein limitiertes Differenzierungspotenzial. Hier können niedrigere Wellenlängen im Nahinfrarotbereich von Vorteil sein.

Zusammenfassend hebt die Analyse hervor, dass die NIR-Technologien den traditionellen BWR-Verfahren bei der Diagnostik von Initialkaries überlegen sind, insbesondere hinsichtlich ihrer Präzision und ihres strahlungsfreien Ansatzes. Die Einführung und Weiterentwicklung der Nahinfrarot-Diagnostik bieten somit eine vielversprechende Alternative, die die frühzeitige Erkennung kariöser Läsionen verbessern und langfristig zur Optimierung präventiver und therapeutischer Maßnahmen in der Zahnmedizin beitragen kann.

3.2 Entwicklung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie

Die Einführung digitaler Technologien hat die Kieferorthopädie revolutioniert und ermöglicht präzisere und effizientere Behandlungsansätze. Eine besondere Rolle spielen dabei computergestützte Planungs- und Fertigungstechniken, die eine präzise Positionierung von Brackets und die Herstellung individuell angepasster Aligner erlauben. Dieses Kapitel untersucht den Einfluss von Design, Materialeigenschaften und technischen Parametern von 3D-gedruckten Übertragungsschienen auf die Übertragungsgenauigkeit. Zusätzlich wird die Bedeutung der klinischen Erfahrung des Behandlers thematisiert, um praxisrelevante Erkenntnisse für die Anwendung digitaler Prozesse zu gewinnen und deren klinische Validität zu bewerten.

3.2.1 Indirektes Bonding

3.2.1.1 Systematisches Review

Die vorhandene Literatur zur indirekten Klebetechnik wurde systematisch im Hinblick auf die Genauigkeit der Bracketübertragung und die Unterschiede zwischen den verfügbaren Methoden überprüft. Die Ergebnisse der Meta-Analyse zeigten, dass die Gesamtgenauigkeit der Bracketübertragung für die IDB-Technik bei linearen Abweichungen zwischen 0,08 und 0,14 mm und bei angulären Abweichungen zwischen 0,93° und 1,13° liegt. Da es in der Literatur keine evidenzbasierten Grenzen für klinisch akzeptable Abweichungen der Bracketpositionen gibt, beziehen sich die meisten Studien auf die professionellen Standards des ABO, die 0,5 mm für lineare und 2° für anguläre Abweichungen vorsehen [6,21,50,70,87,93,96,126]. Diese Grenzen beziehen sich jedoch definitionsgemäß auf Abweichungen der Zahnpositionen. Im Straight-Wire-Verfahren kann keine vollständige Slot-Füllung mit kieferorthopädischen Drahtbögen erreicht werden [5,7,26,96]. Daher kann das Überschreiten dieser Grenzen nicht direkt mit einer fehlerhaften Positionierung der zugehörigen Zähne gleichgesetzt werden. Unter Berücksichtigung dieser Überlegungen und der Einschränkungen des aktuellen Referenzstandards kann die Gesamtgenauigkeit der indirekten Klebetechnik als klinisch akzeptabel betrachtet werden.

In Bezug auf lineare Abweichungen wurde ein höherer mittlerer Übertragungsfehler in vertikaler Richtung beobachtet als in mesiodistaler und bukkolingualer Richtung. Dies stimmt mit früheren Studien überein [21,31,54,100] und wird hauptsächlich auf Passungsprobleme der indirekten Übertragungsschienen zurückgeführt. Daher wurde

vorgeschlagen, den Abstand zwischen den Zähnen und der Übertragungsschiene durch angepasste Designs zu erhöhen, um die Passform zu verbessern und vertikale Abweichungen zu reduzieren [126]. Anguläre Abweichungen (Drehmoment, Rotation und Torque) zeigten dagegen vergleichbare Werte, obwohl in früheren Studien höchste Abweichungen für das Drehmoment berichtet wurden [55,65,87,96,126]. Es ist möglich, dass die angulären Abweichungen stärker von der Menge des Klebstoffs, dem Schienenmaterial und dem Schienen-Design abhängen und daher je nach verwendeter Methode unterschiedliche Ergebnisse in den jeweiligen Studien beobachtet werden [65]. Die Subgruppenanalyse nach Zahngruppen zeigte die geringsten angulären Abweichungen in der Prämolarengruppe für alle Richtungen außer Rotation, bei der die Übertragung für Molarenattachments am genauesten war. Interessanterweise waren, im Gegensatz zu früheren Ergebnissen, lineare Brackettransferfehler für Schneidezähne und Eckzähne höher als für Backenzähne und Molaren. [50,50,55,87]. Die hohe Rotationsgenauigkeit der Molarenattachments könnte durch die größere mesiodistale Ausdehnung im Vergleich zu den Attachments anderer Zahngruppen erklärt werden. Die Unterschiede zwischen den Zahngruppen in den eingeschlossenen ex-vivo-Studien waren jedoch gering und wahrscheinlich klinisch zu vernachlässigen.

Es wird angenommen, dass einer der Vorteile der indirekten Klebetechnik darin besteht, dass sie eine konsistente Genauigkeit bei der Platzierung von Brackets unabhängig von der Fertigkeit des Behandlers oder der Blickrichtung und Sitzposition ermöglicht [87]. Es gibt jedoch nur wenige Studien, die hinsichtlich dieses Punktes die Einschlusskriterien erfüllen und Genauigkeitsdaten getrennt für die rechte und linke Seite sowie für den Ober- und Unterkiefer bereitstellen, sodass nur begrenzte Schlussfolgerungen gezogen werden können. Basierend auf Daten aus fünf in die Meta-Analyse einbezogenen Studien wurden keine Unterschiede in der Genauigkeit der Bracketübertragung zwischen der rechten und linken Seite festgestellt. Im Gegensatz dazu zeigte sich eine leicht höhere Genauigkeit der Bracketübertragung im Oberkiefer im Vergleich zum Unterkiefer. Dieses Ergebnis sollte jedoch mit Vorsicht interpretiert werden, da es durch die begrenzte Anzahl der Studien, die Genauigkeitsdaten für den Unterkiefer bereitstellen, beeinflusst sein kann.

Hinsichtlich der Schienen-Materialien repräsentieren Silikon-Übertragungsschienen die Referenz in Bezug auf Genauigkeit [21,31,96,100]. In früheren Studien, die 3D-gedruckte Übertragungsschienen mit anderen Methoden verglichen haben, wurde festgestellt, dass 3D-gedruckte Übertragungsschienen eine höhere Brackettransfergenauigkeit aufweisen als Vakuum-geformte Übertragungsschienen [87], aber geringer als Silikon-

Übertragungsschienen [55,96]. Interessanterweise zeigten in unserer Studie 3D-gedruckte Übertragungsschienen geringere mittlere Übertragungsfehler in mesiodistaler und vertikaler Richtung sowie bei Torque im Vergleich zu den anderen Schienen-Materialgruppen. Es wurde vorgeschlagen, dass die Verwendung von 3D-gedruckten Übertragungsschienen die Effizienz der Behandlung steigern könne, indem sie die Behandlungsplanung durch digitales Setup, Behandlungssimulation, Implementierung von 3D-Bildgebungsdokumenten wie CT oder MRT und Vereinfachung des Laborprozesses verbessert [37,114,126]. Allerdings sind weitere Untersuchungen notwendig, um den Einfluss von Faktoren wie Schienen-Design [87,126], verwendetem Material [55] und Herstellungsprozess zu analysieren.

In die Metaanalyse eingeschlossene Studien, die Fotografie als Methode zur Genauigkeitsbewertung verwendeten, zeigten einen höheren mittleren Übertragungsfehler im Vergleich zu Studien, die eine 3D-Bewertung verwendeten. Es wurde vorgeschlagen, dass 3D-Bewertungsmethoden für die Genauigkeit der Bracketübertragung unter Verwendung von Scannern oder CT im Allgemeinen eine höhere Genauigkeit erziele [96,126]. Die meisten der eingeschlossenen Studien haben jedoch die Genauigkeit der Bewertungsmethode nicht angemessen analysiert oder relevante Zuverlässigkeitsdaten nicht berichtet. Die ausschließliche Verwendung der Dahlbergschen Formel, des Intraklassenkorrelationskoeffizienten oder statistische Analysen mittels gepaarten t-Test sind in diesem Zusammenhang nicht angemessen [30]. Darüber hinaus haben Jungbauer et al. [65] die Eignung von intraoralen Scannern zur Bestimmung der Brackettransfergenauigkeit aufgrund erheblicher Artefakte an gescannten Brackets und geringer Intra- und Inter-Rater-Reliabilität in ihrer Studie in Frage gestellt. Die Verwendung fotografischer Methoden hat andererseits den Nachteil, dass nicht alle Abweichungsrichtungen bewertet werden können. Die genaue Dokumentation der erreichten Bracketpositionen in vivo ist eine technische Herausforderung. Dies könnte teilweise erklären, warum hauptsächlich Ex-vivo-Studien zu diesem Thema verfügbar sind. Trotz der diskutierten methodischen Einschränkungen scheinen Scans, Fotografien und μ -CT-Daten grundsätzlich für die Bewertung der Genauigkeit der indirekten Klebetechnik geeignet zu sein. Eine angemessene Validierung der verwendeten Methode für die Analyse der Genauigkeit der Bracketübertragung ist jedoch erforderlich, um das Risiko von Bias in zukünftigen Studien zu reduzieren und eine verlässliche Methode für klinische Protokolle zur Verfügung zu haben. Schließlich sollten in zukünftigen Studien

alle relevanten Daten verfügbar gemacht werden, um umfassendere Bewertungen zu ermöglichen.

Nach unserem Kenntnisstand existiert bislang kein allgemein akzeptierter methodischer Standard zur Überprüfung der Genauigkeit von Brackettransfers, der auch die klinischen Aspekte der indirekten Klebetechnik berücksichtigt. Darüber hinaus nimmt die Anzahl der Studien ohne Standards zu den methodologischen Aspekten der Bewertung, Validierung und Berichterstattung zu, was die Gültigkeit und Generalisierbarkeit der Ergebnisse einschränkt. Dies und die geringe Anzahl verfügbarer Studien muss bei der Interpretation unserer Meta-Analyse einschränkend berücksichtigt werden. Da erhebliche Heterogenität zwischen den Studien zu erwarten war, wurde ein Zufalls-Effekte-Modell verwendet, um Effektgrößen zusammenzufassen. Die Ergebnisse von τ^2 -, I^2 -Statistiken und den entsprechenden p-Werten zeigten, dass in den meisten Kategorien eine relevante zwischen-Studien-Heterogenität bestand und die Verwendung eines Zufalls-Effekte-Modells angemessen war. Die Ergebnisse der Subgruppenanalysen sollten jedoch mit Vorsicht interpretiert werden, da die statistische Power kleiner Subgruppen begrenzt ist und die Effekte kleiner sind als in der für die Gesamtgruppe durchgeführten Meta-Analyse.[53]. Darüber hinaus steigt die Kontroverse um den p-Wert und die ausschließliche Verwendung von Forest-Plots zur Visualisierung von Ergebnissen von Meta-Analysen [124]. Forest-Plots können nur Konfidenzintervalle anzeigen, wenn ein fester Signifikanzschwellenwert angenommen wird ($p\text{-Wert} < 0,05$). Daher haben wir in unserer Studie zusätzlich zu Forest-Plots Drapery-Plots verwendet. Drapery-Plots, welche die p-Wert-Funktion für alle einzelnen Studien darstellen, werden als ergänzende Abbildungen zu Forest-Plots für die Präsentation und Interpretation der Ergebnisse einer Meta-Analyse vorgeschlagen, insbesondere bei einer geringen Anzahl von Studien, wie in unserer Analyse [98]. Dies verhindert, dass Forscher sich ausschließlich auf den Signifikanzschwellenwert von $p < 0,05$ verlassen, wenn sie die Ergebnisse interpretieren. Aufgrund der geringen Anzahl von in-vivo-Studien ($n = 4$), mit signifikanten Unterschieden in den angewandten Methoden und einer umfangreichen und manchmal widersprüchlichen Palette von veröffentlichten Ergebnissen, konnte eine Meta-Analyse nur für ex-vivo-Studien durchgeführt werden. Die Genauigkeit der Bracketübertragung in-vivo könnte aufgrund begrenzter Zugänglichkeit der Mundhöhle [100], Speichelkontrolle und Weichteilinterferenzen [87], Patientenmanagement [70], Malokklusion [21] und anderen Faktoren niedriger sein. Daher sind weitere methodisch solide in-vivo-Studien

erforderlich, um die Genauigkeit der indirekten Klebetechnik im klinischen Rahmen zu bewerten.

Eine genaue Platzierung von Brackets ist für eine wirksame und effiziente Behandlung mit festen kieferorthopädischen Apparaturen unerlässlich [4,21,50,50,126]. Aufgrund der Komplexität der verschiedenen klinischen und technischen Aspekte der Bracketbindung und trotz der großen Anzahl von Studien zu diesem Thema besteht Uneinigkeit über die geeignetsten Techniken oder Methoden [127]. Objektive Evidenz aus gut durchgeführten, prospektiven, randomisierten klinischen Studien fehlt immer noch [24,127]. Die Ergebnisse unserer systematischen Überprüfung legen nahe, dass die IDB-Technik als Methode, eine präzise Platzierung der geplanten Bracketpositionen mit insgesamt hoher Genauigkeit ermöglicht, obwohl die hier diskutierten Ergebnisse nicht ausreichen, alle verschiedenen klinischen Aspekte zu reflektieren. Es wurde gezeigt, dass unter Verwendung der IDB-Technik zahnart- und kieferbezogene Unterschiede insgesamt einen eher vernachlässigbaren Einfluss auf die Genauigkeit haben. Im Gegensatz zu zuvor veröffentlichten Studien [22,96] scheint IDB mit 3D-gedruckten Übertragungsschienen im Allgemeinen vergleichbar genau zu sein wie mit PVS-Übertragungsschienen. Deshalb könnte die Wahl zwischen diesen Techniken von Faktoren wie Herstellungskosten, Zeit oder Kosteneffizienz abhängen, obwohl die reduzierte Anzahl von Herstellungsschritten und die weiteren Fortschritte in computerunterstützten Technologien wahrscheinlich den 3D-gedruckten Übertragungsschienen zugutekommen werden [15,24]. Angesichts der bisher widersprüchlichen Ergebnisse sind weitere Untersuchungen erforderlich, um die Korrelation zwischen der Genauigkeit der Bracketplatzierung und dem Bedarf an kompensatorischen Biegungen, der Neupositionierung von Brackets und der Reduzierung der Gesamtbehandlungszeit zu bewerten, [24,28,121].

Die Ergebnisse dieser Meta-Analyse deuten auf eine im Allgemeinen präzise Umsetzung der geplanten Bracketpositionen mit der IDB-Technik hin. Unter den Schienen-Materialien zeigten Silikon-Übertragungsschienen und 3D-gedruckte Übertragungsschienen im Vergleich zu Vakuum-geformten Übertragungsschienen eine höhere Genauigkeit. Subgruppenanalysen zwischen Zahnguppen, rechter und linker Seite sowie Ober- und Unterkiefer zeigten nur geringfügige Unterschiede. Neben den Hauptzielen sollten zukünftige Studien die Validierung der Bewertungsmethoden für die Genauigkeit ansprechen und vollständige Datensätze bereitstellen, einschließlich angemessener Zuverlässigkeitsdaten, um das Risiko von Bias zu reduzieren

3.2.1.2 Eigene In-vitro Untersuchungen

Untersucht wurden unterschiedliche 3D-gedruckte Übertragungsschienen im Vergleich zu dem bisherigen Goldstandard der PVS-Schienen in Bezug auf die Bracketübertragungsgenauigkeit. Alle Übertragungsschienen zeigten eine präzise Bracketplatzierung. Signifikante Unterschiede wurden für den mittleren vertikalen und bukkolingualen Fehler zwischen der PVS-Schiene und Dreve beobachtet, einmal zugunsten der PVS-Schiene und einmal zugunsten der Dreve-Schiene. Die Mittelwerte für NextDent lagen dazwischen und zeigten keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu den anderen untersuchten Materialien. Insgesamt wurde festgestellt, dass alle Materialien eine vergleichbare Genauigkeit aufwiesen, mit Vorteilen in bestimmten Zahnabschnitten. Pottier et al. untersuchten 3D-gedruckte Schienen versus PVS-Schienen mit einem Studiendesign, das unserem ähnlich ist. Sie zeigten, dass PVS-Schienen genauer waren als 3D-gedruckte Schienen, da sie signifikant niedrigere Werte für PVS-Schienen beobachteten [96]. Vergleicht man die Ergebnisse des mittleren Bracketplatzierungsfehlers mit unserer Studie, waren alle Werte der von Pottier et al. berichteten 3D-gedruckten Schienen bis zu doppelt so hoch. Basierend auf diesen Ergebnissen kann angenommen werden, dass das in unserer Studie verwendete 3D-Übertragungsschienen-Design eine höhere Genauigkeit bei der Bracketplatzierung im Vergleich zu Pottier et al. erreicht hat.

Niu et al. untersuchten die Bracketgenauigkeit von 3D-gedruckten versus doppelt vakuumgeformte Schienen. Sie berichteten, dass die 3D-gedruckten Schienen eine höhere Übertragungsgenauigkeit hatten als die doppelt vakuumgeformten Schienen [87]. Im Gegensatz zu unserer Studie verwendeten sie doppelt vakuumgeformte Schienen als Referenz, die sich als weniger genau erwiesen haben als PVS-Schienen [21]. Die Übertragungsgenauigkeit der 3D-gedruckten Materialschienen in Bezug auf die linearen Fehler, die in unserer Studie beobachtet wurden, war mit denen von Niu et al. vergleichbar [87]. Allerdings beobachteten wir geringere mittlere anguläre Abweichung, was auf eine bessere anguläre Kontrolle während der Bracketplatzierung hinweist. Im Vergleich zu unserer Studie wurden von Niu et al. ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Häufigkeit, der Überschreitung von klinisch relevanten Grenzwerten (ABO-Grenzwerte von $1^\circ/2,5$ mm), beobachtet. Während die Häufigkeit in den linearen Dimensionen vergleichbar war (Niu et al. 97,5-100 %; vorliegende Studie 95,4-100 %), war sie in den angulären Dimensionen erheblich niedriger (Niu et al. 50,9-85,2 %; vorliegende Studie 85,9-99,2 %) [87,96].

Die höhere Genauigkeit der Bracketplatzierung, die in unserer Studie im Vergleich zu Pottier et al. beobachtet wurde, sowie die bessere anguläre Kontrolle im Vergleich zu Niu et al. können auf zahlreiche Faktoren zurückgeführt werden: Fähigkeiten zur Bracketübertragung, Schienendesign, Scanner, unterschiedliche Schienenmaterialien, Softwareeinstellungen oder die verwendeten 3D-Drucker. Um untersucherabhängige Variabilitäten zu eliminieren, wurden in unserer Studie die Platzierungen von Brackets nur von einem Operator durchgeführt.

Im Gegensatz zu unserer Studie verwendeten Niu et al. ein halbgeschlossenes Design, das die beiden Seiten und die okklusale Oberfläche des Brackets abdeckte, aber nicht die gingivalen und untercutierten Oberflächen. Sie kamen zu dem Schluss, dass ihr Design die Genauigkeit der Bracketpositionierung in drei Dimensionen, insbesondere bei der Winkelkontrolle, verringert haben könnte. Da wir ein vollständig abgedecktes Schienendesign verwendet haben, könnte dies die geringeren Winkelabweichungen erklären, die in unserer Studie beobachtet wurden [87].

Um Fehler im Scanprozess zu minimieren, verwendeten wir einen industriellen ATOS 5 (GOM) 3D-Scanner mit hoher Auflösung. Im Gegensatz dazu verwendeten Pottier et al. und Niu et al. den Intraoralscanner Trios2® Color (3Shape Dental Systems). Im Allgemeinen bieten industrielle Scanner eine höhere Auflösung als intraorale Scanner. Obwohl wir mit dem industriellen Scanner genauere Scans und somit bessere Ergebnisse erzielt haben könnten, ist dieser in einer zahnärztlichen Praxis nicht anzuwenden. Es ist wichtig, einen zuverlässigen Scannprozess zu etablieren, der am Patienten praktisch anwendbar ist.

Ein Vergleich mit Daten von Niu et al. und Pottier et al. zu weiteren möglichen Einflussfaktoren wie Slicing-Prozess, Material oder verwendeten Druckern ist begrenzt, da in den Veröffentlichungen keine genauen Informationen verfügbar sind [87,96].

Da die additive Fertigung schichtweise erfolgt, muss die Druckersoftware das Schienendesign vor dem Drucken in einzelne Schichten zerlegen. Bei diesem sogenannten Slicing-Prozess wird normalerweise eine Schichtdicke von 25-100 µm ausgewählt. Eine kleinere Schichtdicke sorgt für eine hochauflösende Objektoberfläche, was eine genauere Platzierung der Brackets in der Schiene ermöglicht und somit die Genauigkeit der Bracketplatzierung verbessert [40]. In unserer Studie wurde eine Schichtdicke von 50 µm gewählt. Pottier et al. und Niu et al. haben jedoch keine Informationen zur Schichtdicke für den Druck, zum Material für 3D-gedruckte Schienen und zum Typ des DLP-Druckers

angegeben. Wie in unserer Studie gezeigt (Dreve versus NextDent), haben Schichtdicke und Auswahl des 3D-gedruckten Materials einen Einfluss auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung, was einen Vergleich unserer Studie mit den von Niu et al. und Pottier et al. berichteten Ergebnissen schwierig macht.

In unserer Studie überschritten PVS-Schienen am seltensten klinisch akzeptable Grenzwerte, gefolgt von Dreve und NextDent. In Bezug auf die Rotation überschritt NextDent den klinisch akzeptablen Grenzwert von 1° signifikant häufiger im Vergleich zu PVS. Obwohl dies nur einen Abschnitt von sechs untersuchten Dimensionen betrifft, schien NextDent PVS unterlegen zu sein. Im Gegensatz dazu zeigte Dreve ähnliche Ergebnisse im Vergleich zu PVS. Wahrscheinlich hängen die Unterschiede in der Häufigkeit der Überschreitung der Grenzwerte mit den Materialeigenschaften zusammen, da das Schienendesign und die Prozesse identisch waren. Zur Untermauerung dieser Annahme stellten wir fest, dass das NextDent-Material im Vergleich zu Dreve und PVS eine wesentlich höhere Elastizität aufwies. Da jedoch die Materialien neu auf dem Dentalmarkt sind und der Hersteller keine Informationen über das Elastizitätsmodul der verschiedenen Materialien bereitstellt, konnten wir unsere Hypothese nicht weiter substantiieren.

Das zusätzliche Ziel unserer Studie war es, den Einfluss der Zahngruppen auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung zu analysieren. Molaren zeigten fast immer die höchsten mittleren Werte eines Übertragungsfehlers, unabhängig vom verwendeten Schienenmaterial. Dreve zeigte jedoch nur in der bukkolingualen Richtung signifikant höhere Werte für Molaren, während PVS-Schienen in allen linearen Dimensionen signifikant höhere Werte für Molaren aufwiesen. Eine übliche Erklärung für höhere Übertragungsungenauigkeiten von Molaren ist die Schwierigkeit, während der Übertragung einen gleichmäßigen Druck auf die gesamte Schiene aufrechtzuerhalten, insbesondere in den schwer zugänglichen hinteren Regionen [21,50]. Nach dieser Argumentation würden die gleichen Fehler in allen drei Schienen erwartet. Die Übertragungsgenauigkeit von Dreve-Schienen wurde jedoch weniger von den Zahngruppen beeinflusst. Aufgrund dieser Erkenntnis und im Einklang mit Niu et al. kann angenommen werden, dass der Übertragungsfehler aufgrund des Einflusses der verschiedenen Zahngruppen durch eine genaue 3D-gedruckte Schiene (Dreve) verringert werden kann.

Grundsätzlich war die Richtung des Übertragungsfehler für die verschiedenen Schienenmaterialgruppen in unserer Studie vergleichbar. Es wurde jedoch eine anguläre

Abweichung von bis zu 98,3 % für Dreve beobachtet. Im Gegensatz zu früheren Veröffentlichungen konnten wir in unserer Studie eine erhöhte gingivale Fehlplatzierung der digital positionierten Brackets feststellen, wahrscheinlich aufgrund übermäßigen Drucks auf die Schiene während der Übertragung. Darüber hinaus wurde ein linguale Versatz festgestellt, voraussichtlich verursacht durch eine zu geringe Applikation des Befestigungsmaterials. Die hohe Richtungsabweichung in der Angulation von bis zu 98,3 % lässt sich durch das Schienen-Design erklären. Allerdings wurde eine ähnliche Richtungsabweichung auch bei den PVS-Schienen beobachtet, die nach einem standardisierten Verfahren unabhängig von den 3D-gedruckten Schienen hergestellt wurden. Daher ist es wahrscheinlicher, dass dies ebenfalls durch den Übertragungsprozess verursacht wurde.

Die bisherigen Ergebnisse zeigen, dass die Präzision der Bracketübertragung von vielen Faktoren beeinflusst wird: der Wahl der Brackets und deren Retention, der Wahl des 3D-Druckers, der Druckrichtung, dem 3D-Druckmaterial, der Nachbearbeitung und der Erfahrung des Zahnarztes. Bislang gibt es nur wenig Literatur zu diesen Einflussfaktoren. Daher war das Ziel einer weiteren Untersuchung, den Einfluss des Designs der 3D-gedruckten Übertragungsschienen-Schienen auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung zu analysieren. Außerdem sollte der Einfluss der beruflichen Erfahrung auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung und die sofortige Bracketverlustrate untersucht werden.

Alle untersuchten Übertragungsschienen-Designs wiesen eine präzise Platzierung der Brackets auf. Die mittleren Abweichungen der Bracketpositionen aller untersuchten Materialien lagen in einem ähnlichen Bereich. Die angulären Variablen zeigten jedoch einen höheren Fehler als die linearen Variablen (0,04–0,21 mm/0,20–1,75°). Ähnliche Ergebnisse wurden in Bezug auf die klinisch akzeptablen Grenzwerte beobachtet. Die meisten Werte lagen im Bereich der klinisch akzeptablen Grenzwerte für die linearen Werte (93,0–97,8 %). Die angulären Variablen zeigten weniger Variabilität im Bereich der klinisch akzeptablen Grenzwerte (19,3–88,8 %). Insbesondere beim Torque zeigten alle Gruppen die geringste Übereinstimmung (19,3–57,1 %).

Diese Ergebnisse entsprechen früheren Studien, die 3D-gedruckte Übertragungsschienen für indirektes Bonding untersucht haben [8,55,70,87,100]. Bachour et al. bewerteten die Übertragungsgenauigkeit von 3D-gedruckten indirekten Übertragungsschienen unter Verwendung eines vollständig digitalen Workflows. Die Autoren beobachteten die

höchste Übertragungsgenauigkeit für mesiodistale und bukkolinguale Bracketplatzierungen (beide 100 % innerhalb der klinisch akzeptablen Grenzwerte) und die niedrigste für Torque (46,0 % innerhalb der klinisch akzeptablen Grenzwerte). Niu et al. stellten fest, dass nur 57 % der Fälle eine klinisch akzeptable Bracketpositionierung für den Kippwinkel, 51 % für die Drehung und 85 % für die Rotation aufwiesen. Ähnlich berichtete Kim et al. eine hohe Übertragungsgenauigkeit innerhalb der klinisch akzeptablen Grenzwerte (93 %–100 %) in den linearen Dimensionen, aber die Übertragungsgenauigkeit in den Winkeldimensionen war niedrig (27 %–57 %) [87].

Bachour et al. kamen zu dem Schluss, dass der intraorale Scanner möglicherweise nicht in der Lage ist, Winkelmessungen genau zu reproduzieren [8]. In unserer Studie wurde jedoch ein hochauflösender industrieller Scanner (ATOS 5) verwendet, um die Bracketposition zu analysieren, wodurch dieser Einflussfaktor vermutlich minimiert wurde. Niu et al. schrieben die hohe Übertragungsgenauigkeit in linearen Bereichen und die geringe Übertragungsgenauigkeit in Winkelbereichen den Materialeigenschaften der Übertragungsschienen zu. Härtere Schienenmaterialien können eine bessere Winkelübertragungsgenauigkeit aufweisen. Dies kann jedoch zu einer höheren Haftung zwischen den Brackets und der Übertragungsschiene führen, was potenziell zu einer höheren Rate von Bracketablösungen während des Entfernens der Schiene führen kann.

Die mittleren Abweichungen der Bracketpositionen in verschiedenen Zahngruppen zeigten, dass Molaren in der mesiodistalen Dimension die höchsten Werte aufwiesen (0,18-0,02 mm). Eine gängige Erklärung für höhere Übertragungsungenauigkeiten von Molaren ist die Schwierigkeit, während der Übertragung einen gleichmäßigen Druck auf die gesamte Schiene aufrechtzuerhalten, insbesondere in den schwer zugänglichen posterioren Regionen. In anderen linearen und angulären Dimensionen zeigten jedoch keine Zahngruppen konsistent bessere oder schlechtere Werte im Vergleich zueinander. Daher scheint es, mit Ausnahme der mesiodistalen Dimension, keinen Einfluss der Zahngruppen auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung zu geben.

Das offene Design erzielte in der bukkolinguale Dimension bei fast allen Zahngruppen signifikant bessere Ergebnisse. Dies könnte auf das offene Design zurückzuführen sein, das eine bessere Anpassung der Brackets an die Zahnfläche ermöglichte und zu verbesserten Ergebnissen in der bukkolinguale Dimension führte. Allerdings überschritt das offene Design signifikant häufiger die klinisch relevanten Grenzen im Vergleich zu

den anderen Gruppen. Das offene Design scheint eine gute bukkolinguale Kontrolle zu ermöglichen, geht jedoch mit einem zu großen Spielraum für die anderen Dimensionen einher, was zu einer häufigen Überschreitung der klinisch relevanten Grenzen führt.

In Bezug auf die Erfahrung des Untersuchers zeigte der unerfahrene Behandler signifikant schlechtere Ergebnisse in der Drehrichtung und signifikant bessere Ergebnisse in der bukkolingualen und mesiodistalen Dimension. Diese linearen Unterschiede lagen jedoch im Bereich von 30 µm und wurden daher als klinisch irrelevant betrachtet. Hinsichtlich der Prävalenz von klinisch akzeptablen Übertragungsfehlern zeigte der unerfahrene Behandler jedoch eine signifikant häufigere Überschreitung der klinisch akzeptablen Grenzwerte in der vertikalen- und Torque- Dimension im Vergleich zum erfahrenen Behandler. Bis heute gibt es nur begrenzte Literatur über den Einfluss des Untersuchers auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung bei Verwendung der IDB-Technik. Armstrong et al. untersuchten die Genauigkeit der Bracketplatzierung durch Kieferorthopäden und unerfahrene Zahnmedizinstudenten und kamen zu dem Schluss, dass eine genaue direkte Platzierung von kieferorthopädischen Brackets auf Zähnen offenbar nicht mit klinischer Erfahrung oder spezialisierter Ausbildung in Verbindung steht. Aufgrund unserer Studie scheint jedoch die klinische Erfahrung einen Einfluss auf die Überschreitung klinisch relevanter Grenzwerte zu haben. Dennoch war die Platzierung der Brackets für einen Kliniker ohne kieferorthopädische Erfahrung klinisch akzeptabel und kann daher besonders für Anfänger hilfreich sein.

Die Bracketverlustrate lag zwischen 1,7 % und 4,3 % für alle untersuchten Designs der Übertragungsschienen. Zwischen den verschiedenen Designs der Übertragungsschienen konnten weder in der Gesamtanalyse noch bei der Unterteilung in die Zahngruppen signifikante Unterschiede beobachtet werden. Diese Befunde entsprechen der aktuellen Literatur, die eine Ausfallrate von bis zu 11 % berichtet [8,55].

Die Gruppe des unerfahrenen Behandlers zeigte eine signifikant höhere Bracketverlustrate im Vergleich zum erfahrenen Behandler in Bezug auf die Prämolaren. In Bezug auf die Gesamtanalyse der Bracketverlustrate konnten keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden. Daher kann von einer leicht höheren Bracketverlustrate durch unerfahrene Behandler ausgegangen werden.

Zusammenfassend wiesen alle untersuchten Materialien und Designs der Übertragungsschienen eine präzise Platzierung der Brackets auf. Das offene Design schien jedoch im Vergleich zu den anderen Übertragungsschienen in Bezug auf das Überschreiten

klinisch relevanter Grenzen unterlegen zu sein. Die Erfahrung des Kieferorthopäden hat einen Einfluss auf die Genauigkeit der Bracketplatzierung sowie auf die Bracketverlustrate.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die digitale Methode des indirekten Klebens eine vielversprechende Option darstellt. Es ist jedoch von entscheidender Bedeutung zu beachten, dass die Auswahl des geeigneten Materials und Designs sowie eine ausreichende klinische Erfahrung wesentliche Faktoren sind, um optimale Ergebnisse zu erzielen.

3.2.2 Aligner Therapie

Die Ergebnisse unserer Studie verdeutlichen die unterschiedlichen Wahrnehmungen jedes einzelnen Zahntechnikers hinsichtlich der Position eines Zahns und der gewünschten Bewegung. Obwohl die genauen Endpositionen jedes Zahns vom Behandler festgelegt wurden, zeigten die umgesetzten Bewegungen der Zähne eine sehr hohe inter- und intra-techniker Variabilität.

Die Berücksichtigung von sechs erfahrenen Anwendern in unserer Studie mag nicht repräsentativ für Zahntechniker insgesamt sein; jedoch scheint die präzise Umsetzung geplanter Zahnverschiebungen bei der manuellen Herstellung von Aligner-Modellen trotz Schulung und detaillierter Anweisungen nicht mit ausreichender Präzision und Reproduzierbarkeit möglich zu sein, da die festgelegten einfachen Zahnverschiebungen selbst unter Studienbedingungen nicht erreicht wurden.

In der Aligner-Therapie ist die Präzision der Zahnverschiebungen im Setup von größter Bedeutung, da die Passgenauigkeit zwischen dem Aligner und der Zahnfläche die Übertragung der kieferorthopädischen Kraft und den Beginn der Zahnverschiebung beeinflusst. [81,83,92]. Ungenauigkeiten im Setup müssen zusätzlich zu anderen kritisch diskutierten Ungenauigkeiten bei der Herstellung von Alignern, wie der Modellherstellung und dem Tiefziehen, berücksichtigt werden [73]. Bei 3D-gedruckten Modellen für die Aligner-Therapie sind Abweichungen von weniger als 0,25 mm im Vergleich zu den virtuellen Modellen notwendig. [59]. Nach dem Tiefziehen wurde festgestellt, dass die resultierende Spaltbreite zwischen den Zahnoberflächen und den Alignern je nach intraoraler Region und Aligner-Material zwischen 0,10 mm und 0,35 mm liegt. [83]. Kleine Abweichungen von 0,10 mm können bei der Herstellung der Aligner ausreichen, um die Bewegung der Zähne unvorhersehbar zu machen. Daher sollte man keine zusätzlichen manuellen Änderungen vornehmen, da dies die Genauigkeit weiter

beeinträchtigen könnte. [92]. Stattdessen sollten die unvermeidlichen Abweichungen, die während der Herstellung der Aligner auftreten, in den Behandlungsplan mit einbezogen werden. Dies kann zum Beispiel dadurch geschehen, dass man die geplanten Bewegungen der Zähne in bestimmten Bereichen anpasst, um diese Abweichungen zu kompensieren.[92].

Dennoch sollte die Präzision der individuellen Zahnverschiebungen nicht mit der Gesamtqualität des Setups verwechselt werden. Während einzelne Zahnverschiebungen (Translation, Rotation) in Setups präzise und reproduzierbar durchgeführt werden können [1], hängt die Gesamtqualität des Setups sowohl bei manueller als auch bei digitaler Herstellung von den insgesamt durchgeführten Zahnverschiebungen ab und ist vom Anwender abhängig [39].

Die Präzision der Zahnverschiebungen ist auch im Hinblick auf die während der Aligner-Therapie auftretenden Kräfte relevant. Experimentelle Studien zeigen, dass selbst bei kleinen Schritten im Setup Kräfte in unterschiedlichem Maße auftreten. Diese Kräfte variieren je nach individueller Fehlstellung, Schrittgröße, Material und Aligner-Verlängerung [46,52]. Es darf daher angenommen werden, dass die in unserer Studie beschriebenen Abweichungen von der gewünschten Bewegung wahrscheinlich zu unerwünschten oder unkontrollierten Kräften und Momenten aufgrund der Ungenauigkeit des manuellen Setups führen. Die Rotation von Zahn 23 (15° Rotation um die y-Achse) wurde mit einer medianen Rotation von $9,76^\circ$ (Spanne: $2,58^\circ$ bis $18,04^\circ$) erreicht. Die Ergebnisse für die translatorische, orovestibuläre Bewegung von Zahn 11 zeigen eine breite Spanne von 0,25–2,26 mm (d.h. eine Differenz von 2,01 mm), was ebenfalls nicht akzeptabel ist. Es steht außer Frage, dass kleinere Schritte klinisch ratsam und effektiver in der Aligner-Therapie sind [58]. Um den maximalen Bereich der translatorischen Zahnverschiebung im manuellen Setup zu analysieren, wurde in unserer Studie ein Zielwert von 1 mm angewendet, der im Bereich einiger Herstellerangaben liegt. Ein ähnlicher Ansatz wurde für die Rotationsbewegung verwendet [36]. Wir erwarteten, dass die Implementierung kleinerer, schwerer zu kontrollierender Bewegungen zu einer noch geringeren Präzision im manuellen Setup führen würde. Solche erheblichen Abweichungen im Modell können zu höheren Kräften [52] oder einer Verzögerung der Zahnverschiebung führen [3,118]. Übermäßige Kräfte während der kieferorthopädischen Zahnverschiebung können ihrerseits eine externe Resorption hervorrufen [33,125].

Gemäß unseren Ergebnissen kann ein manuelles Setup nur eine begrenzte Vorhersagbarkeit der klinischen Zahnverschiebung garantieren. Die Studie zeigt, dass es

schwierig ist, einen Zahn entlang einer Achse manuell zu verschieben, ohne nicht gleichzeitig Bewegungen entlang der anderen Achsen zu induzieren. Die nicht gewünschten Bewegungen überstiegen sogar einen üblichen klinischen Wert von 0,5 mm oder 3°, der für diese Technik vorgeschlagen wurde [46,69]. Eine durchschnittliche nicht vorgeschriebene Rotation von 3,32° wurde bei der translatorischen Bewegung von Zahn 11 beobachtet, und eine durchschnittliche nicht vorgeschriebene Translation von -0,88 mm bei der Rotationsbewegung von Zahn 23. Im Gegensatz dazu steht die Herstellung digitaler Setups, bei der Zahnverschiebungen mit hoher Genauigkeit mithilfe eines einheitlichen Koordinatensystems durchgeführt werden können [1]. Das einheitliche Koordinatensystem ermöglicht außerdem eine zuverlässige Überlagerung und präzise Vergleich von Zahnverschiebungen, ohne dass eine Koordinatentransformation erforderlich ist, unabhängig davon, ob es auf ein gescanntes Gipsmodell oder einen intraoralen Scan angewendet wird.

Es bleibt zu untersuchen, inwieweit Aligner-Setups klinisch umsetzbar sind, insbesondere hinsichtlich der Gesamtqualität des Aligner-Setups und der fallbezogenen Einteilung.

Obwohl verschiedene Aligner-Hersteller wie Invisalign® (Align Technology), CA® (Scheu-Dental) oder Essix® (Dentsply) auf computergestützte Technologien und digitale Setups setzen, bietet die Verwendung manueller Setups zur hausinternen Herstellung von Aligner-Modellen eine kostengünstige Alternative, die keine intraoralen Scanner und 3D-Drucker erfordert. [9,30,38,39].

Bisher liegen keine verfügbaren Genauigkeitsdaten vor, die gegen die Verwendung manueller Setups für die Aligner-Therapie sprechen. Eine vorhandene Studie unterstützte sogar die klinische Akzeptanz manueller Setups, obwohl nur intra- und interdentale Messungen berücksichtigt wurden. [56]. Im Gegensatz dazu legen die Ergebnisse der vorliegenden Studie nahe, dass manuelle Setups aufgrund der hohen Variabilität der Ergebnisse bezüglich individueller Zahnverschiebungen möglicherweise nicht geeignet sind. Daher sollte der manuelle Ansatz für orthodontische Aligner-Setups kritisch hinterfragt werden.

Bei manuellen Setups, die von Zahntechnikern durchgeführt wurden, wurden Zahnverschiebungen selten präzise nach den Spezifikationen erreicht und zeigten unerwünschte Bewegungen in alle Richtungen, sowohl bei Translationen als auch bei Rotationen. Aufgrund der weit verbreiteten intra- und intertechnischen Variabilität und

der Abweichungen von den gemessenen Werten sollte die manuelle Herstellung von Setups nicht für die Aligner-Therapie bevorzugt werden.

3.2.1 Konklusion der Ergebnisse

Durch die Digitalisierung in der Kieferorthopädie ergeben sich neue Möglichkeiten für präzisere und effizientere Behandlungsansätze. Insbesondere die Entwicklung und Anwendung digital designter und 3D-gedruckter Übertragungsschienen stellen eine zukunftsweisende Innovation dar. Sowohl ein systematisches Review und Meta-Analyse als auch eigene In-vitro-Untersuchungen belegen, dass 3D-gedruckte Übertragungsschienen in Bezug auf die Genauigkeit der Bracketpositionierung dem bisherigen Goldstandard, den PVS-Schienen, ebenbürtig sind. Diese Technologien ermöglichen eine präzisere Behandlungsplanung und -durchführung, was zu vorhersagbaren Ergebnissen führt und den klinischen Alltag nachhaltig verbessert.

Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass zahlreiche Einflussfaktoren die Übertragungsgenauigkeit beeinflussen. Dazu zählen das verwendete 3D-Druckmaterial, das Design der Übertragungsschienen und die Erfahrung des Behandlers. Geschlossene oder halbgeschlossene Designs der Schienen erweisen sich als vorteilhafter gegenüber offenen Designs, da diese eine bessere Kontrolle über die Bracketpositionierung bieten. Unerfahrene Behandler weisen eine höhere Bracketverlustrate und unpräzisere Platzierungen auf, was die Bedeutung der Erfahrung und Schulung bei der Anwendung digitaler Methoden unterstreicht.

Es wird deutlich, dass digital designte und 3D-gedruckte Übertragungsschienen eine wichtige Weiterentwicklung in der kieferorthopädischen Behandlung darstellen. Trotz ihres Potenzials erfordert ihre erfolgreiche Anwendung eine sorgfältige Auswahl von Materialien und Designs sowie eine entsprechende Schulung der Behandler, um optimale Ergebnisse zu gewährleisten. Die Digitalisierung bietet somit eine solide Grundlage für die Weiterentwicklung der Kieferorthopädie, erfordert jedoch weitere Studien, um die optimale Nutzung dieser Technologien zu sichern und ihre Integration in die klinische Praxis zu fördern.

Auch in der Alignertherapie zeigen die vorliegenden Ergebnisse die Herausforderungen und Limitationen konventioneller manueller Setups bei der Herstellung von Aligner-Modellen für die kieferorthopädische Therapie. Trotz klar definierter Anweisungen und Schulungen zeigen sowohl intra- als auch intertechnische Messungen eine hohe Variabilität in der Umsetzung individueller Zahnbewegungen. Die Ergebnisse legen

nahe, dass manuelle Setups in der Alignertherapie kritisch hinterfragt werden sollten und die Digitalisierung auch in diesem Bereich das Potenzial bietet, eine präzisere Behandlungsplanung und Therapie zu ermöglichen.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Kontinuierliche Fortschritte in der Diagnostik von Karies sowie der restaurativen Zahnheilkunde eröffnen gegenwärtig neue Wege, um Karies in einem früheren Stadium zu detektieren. Allerdings stellt die Detektion von Approximalkaries im Frühstadium sowie von versteckter okklusaler Karies den Behandler weiterhin vor Herausforderungen, da die im klinischen Alltag etablierten Methoden, die visuelle Inspektion und die BWR, für diese Indikation nur schwache diagnostische Sensitivitätswerte liefern.

Die vorliegende Habilitationsschrift beschäftigt sich daher im ersten Teil mit neuartigen Kariesdiagnostikmethoden zur Detektion von früher Approximalkaries sowie versteckter okklusaler Dentinkaries. Im Rahmen der ersten In-vitro-Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die aktuelle Entwicklung der digitalen Röntgensensoren von der CCD-Sensor-Technologie hin zur CMOS-Technologie zwar subjektiv kontrastreichere Bilder liefert, aber kein signifikanter Unterschied in der diagnostischen Güte für die approximale Schmelzkariesdetektion zwischen den verschiedenen Sensoren und Belichtungszeiten besteht. Allerdings wurde bei allen Methoden nur eine geringe Sensitivität erreicht, insbesondere bei der Schmelzkariesdiagnostik wurden sehr niedrige Werte erzielt. Die digitale BWR ist daher, unabhängig von der verwendeten Sensortechnologie, noch nicht zur zuverlässigen Erkennung früher approximaler Schmelzkaries geeignet, zeigt aber dennoch das Potenzial, gesunde Approximalflächen mit hohen Spezifitätswerten zu identifizieren.

Alternative, nicht-ionisierende zusätzliche Detektionsmethoden zur Diagnose von kariösen Läsionen werden seit Jahren entwickelt und bereits in der klinischen Praxis eingesetzt. Die aktuellen Entwicklungen beruhen auf nahinfrarotem Licht und nutzen das physikalische Prinzip der Transillumination sowie Reflexion. Allerdings gab es bisher nur wenige Daten zur Validität und Reliabilität dieser neuen Methoden. In unseren In-vitro- und In-vivo-Studien zur approximalen Kariesdiagnostik mit Nahinfrarot-Transillumination konnten wir zeigen, dass diese im Vergleich zur BWR besser in der Lage ist, frühe proximale kariöse Läsionen im Schmelz zu erkennen. Die Empfindlichkeit von NIRT für Dentinkaries ist ebenfalls hoch, allerdings kann in den meisten Fällen nur die Dentinbeteiligung, nicht aber die Läsionstiefe im Dentin bestimmt

werden. Für eine genaue Bestimmung der Läsionstiefe im Dentin ist weiterhin eine Röntgendiagnostik erforderlich.

Der zweite Teil der Habilitationsschrift behandelt die Entwicklung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie. Durch neue Technologien wie computergestützte Planungs- und Fertigungstechniken von 3D-gedruckten Übertragungsschienen ist es heute möglich, eine präzisere Bracketpositionierung und somit ein vorhersagbares Behandlungsziel zu erzielen. Durch ein systematisches Review und eine Meta-Analyse zum Thema indirektes Bonding konnte die Präzision des indirekten Bondings durch die Ermittlung der mittleren linearen und angulären Abweichungen der erreichten Bracketposition bestimmt werden. Zudem konnte gezeigt werden, dass neue, computergestützte Fertigungstechniken (3D-Druck der Übertragungsschienen) vergleichbare Ergebnisse zu Übertragungstechniken mittels PVS oder Tiefziehtechnik bieten. Auch im Rahmen eigener In-vitro-Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass 3D-gedruckte Übertragungsschienen den PVS-Schienen ebenbürtig sind.

3D-gefertigte Übertragungsschienen sind jedoch von vielen noch nicht ausreichend erforschten Faktoren beeinflusst: 3D-Druckmaterial, 3D-Drucker, verwendete Brackets, Design der Übertragungsschiene und Erfahrung des Behandlers. Um zwei dieser Faktoren genauer zu untersuchen, wurde in einer weiteren In-vitro-Untersuchung die Präzision der Bracketübertragung in Bezug auf drei verschiedene Designs der Übertragungsschienen sowie die Erfahrung des Behandlers untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass sowohl das Design der Übertragungsschienen als auch die Erfahrung des Behandlers einen signifikanten Einfluss auf die Übertragungsgenauigkeit haben.

Neben der festsitzenden kieferorthopädischen Therapie mittels Brackets können Zähne mit Alignern bewegt werden. Die Herstellung dieser Aligner kann entweder manuell oder digital erfolgen. Um die neuen digitalen Methoden mit der herkömmlichen (manuellen) Herstellung vergleichen zu können, wurde in einer In-vitro-Untersuchung die Genauigkeit der Zahnbewegung durch das manuell hergestellte Setup untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass mittels eines manuellen Setups die Zahnbewegungen nur mit einer begrenzten Genauigkeit umgesetzt werden konnten und daher für die Alignertherapie nicht zu empfehlen sind, während die digitale Vorgehensweise bevorzugt werden sollte.

Im Kontext der Zahnmedizin verspricht der Fortschritt eine Revolution in der Art und Weise, wie wir Karies im frühesten Stadium diagnostizieren. Aber insbesondere im Bereich der Kieferorthopädie kann die Digitalisierung präzise und personalisierte Therapieansätze ermöglichen, angefangen bei der genauen Positionierung von Brackets bis hin zur Herstellung von maßgeschneiderten Alignern. Die Entwicklung und Implementierung digitaler Methoden erfordern jedoch einen soliden wissenschaftlichen Hintergrund. Daher besteht die Notwendigkeit weiterer aussagekräftiger experimenteller und klinischer Studien. Nur durch umfassende wissenschaftliche Untersuchungen können moderne Methodiken fest im klinischen Alltag verankert werden.

5 Synopsis und Impact Statement

5.1 Synopsis

Zusammenfassend verdeutlicht die vorliegende Habilitationsschrift die Fortschritte in der Kariesdiagnostik und Kieferorthopädie, die durch den Einsatz moderner Technologien möglich geworden sind. Die Diskussion der beiden Themenschwerpunkte zeigt, dass sowohl die Entwicklung nicht-ionisierender Diagnoseverfahren als auch die Einführung digitaler Prozesse in der Kieferorthopädie entscheidende Beiträge zur Verbesserung der Präzision und Effektivität in der zahnmedizinischen und kieferorthopädischen Praxis leisten können. Die Ergebnisse unterstreichen die Bedeutung interdisziplinärer Forschung und technologischer Innovationen, um bestehende Herausforderungen zu adressieren und den klinischen Alltag nachhaltig zu optimieren.

Die Fortschritte in der Kariesdiagnostik, insbesondere durch die Anwendung von Nahinfrarottransillumination und -reflexion, ermöglichen eine frühere und zuverlässigere Erkennung von kariösen Läsionen, wodurch unnötige Eingriffe vermieden und präventive Maßnahmen gestärkt werden können. In der Kieferorthopädie zeigt sich, dass computergestützte Planungs- und Fertigungstechniken nicht nur die Präzision bei der Bracketpositionierung und Alignerherstellung erhöhen, sondern auch eine individuellere und effizientere Patientenversorgung ermöglichen. Diese Erkenntnisse haben das Potenzial, die diagnostischen und therapeutischen Standards der Zahnmedizin und Kieferorthopädie grundlegend zu verändern.

5.2 Impact Statement

Die in dieser Habilitationsschrift vorgestellten Ansätze tragen dazu bei, den Paradigmenwechsel in der Zahnmedizin und Kieferorthopädie hin zu präziseren, patientenorientierten und weniger invasiven Verfahren voranzutreiben. Die gewonnenen Erkenntnisse schaffen eine Grundlage für die Weiterentwicklung klinischer Protokolle und können langfristig zu einer besseren Patientenversorgung führen. Sie stellen einen wichtigen Beitrag zur Verbindung von technologischer Innovation und praktischer Anwendung dar, der sowohl die Wissenschaft als auch die klinische Praxis nachhaltig beeinflusst.

6 Literaturverzeichnis

1. Abduo J, Elseyoufi M (2018) Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 26(3): 101–121. doi: 10.1922/EJPRD_01752Abduo21
2. Aguirre MJ, King GJ, Waldron JM (1982) Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques. *American Journal of Orthodontics* 82(4): 269–276. doi: 10.1016/0002-9416(82)90461-4
3. Alikhani M, Chou MY, Khoo E et al. (2018) Age-dependent biologic response to orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 153(5): 632–644. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.09.016
4. Andrews (1976) The straight-wire appliance, explained and compared. *J. Clin. Orthod.* 10(3): 174–195.
5. Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H et al. (2010) Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod* 80(1): 201–210. doi: 10.2319/080508-352.1
6. Armstrong D, Shen G, Petocz P et al. (2007) A comparison of accuracy in bracket positioning between two techniques—localizing the centre of the clinical crown and measuring the distance from the incisal edge. *European Journal of Orthodontics* 29(5): 430–436. doi: 10.1093/ejo/cjm037
7. Arreghini A, Lombardo L, Mollica F et al. (2014) Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Progress in Orthodontics* 15(1): 1–18. doi: 10.1186/s40510-014-0053-x
8. Bachour PC, Klabunde R, Grünheid T (2022) Transfer accuracy of 3D-printed trays for indirect bonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 92(3): 372–379. doi: 10.2319/073021-596.1
9. Barbagallo LJ, Shen G, Jones AS et al. (2008) A novel pressure film approach for determining the force imparted by clear removable thermoplastic appliances. *Annals of Biomedical Engineering* 36(2): 335–341. doi: 10.1007/s10439-007-9424-5
10. Berghammer K, Litzenburger F, Heck K et al. (2022) Attenuation of near-ultraviolet, visible and near-infrared light in sound and carious human enamel and dentin. *Clin Oral Invest* 26(9): 5847–5855. doi: 10.1007/s00784-022-04541-7

11. Birdsall J, Hunt NP, Sabbah W et al. (2012) Accuracy of positioning three types of self-ligating brackets compared with a conventionally ligating bracket. *Journal of Orthodontics* 39(1): 34–42. doi: 10.1179/14653121226806
12. Boca C, Truyen B, Henin L et al. (2017) Comparison of micro-CT imaging and histology for approximal caries detection. *Scientific Reports* 7(1): 1–9. doi: 10.1038/s41598-017-06735-6
13. Bohren CF, Huffman DR (2008) *Absorption and Scattering of Light by Small Particles*, 1. Aufl. Wiley-VCH, Weinheim
14. Bousema EJ, Koops EA, van Dijk P et al. (2018) Association Between Subjective Tinnitus and Cervical Spine or Temporomandibular Disorders: A Systematic Review. *Trends in Hearing* 22: 1-15. doi: 10.1177/2331216518800640
15. Bozelli JV, Bigliazzi R, Barbosa HAM et al. (2013) Comparative study on direct and indirect bracket bonding techniques regarding time length and bracket detachment. *Dental Press Journal of Orthodontics* 18(6): 51–57. doi: 10.1590/S2176-94512013000600009
16. Brown MW, Koroluk L, Ko C-C et al. (2015) Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 148(6): 1067–1074. doi: 10.1016/j.ajodo.2015.07.029
17. Bühler C, Ngaotheppitak P, Fried D (2005) Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm. *Optics Express* 13(2): 573–582. doi: 10.1364/OPEX.13.000573
18. Bujang MA, Adnan TH (2016) Requirements for Minimum Sample Size for Sensitivity and Specificity Analysis. *JCDR* 10(10): 1-6. doi: 10.7860/JCDR/2016/18129.8744
19. Buschang PH, Shaw SG, Ross M et al. (2014) Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *Angle Orthod* 84(3): 391–396. doi: 10.2319/062113-466
20. Carlson SK, Johnson E (2001) Bracket positioning and resets: five steps to align crowns and roots consistently. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 119(1): 76–80. doi: 10.1067/mod.2001.111220
21. Castilla AE, Crowe JJ, Moses JR et al. (2014) Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques. *Angle Orthod* 84(4): 607–614. doi: 10.2319/070113-484.1
22. Chaudhary V, Batra P, Sharma K et al. (2021) A comparative assessment of transfer accuracy of two indirect bonding techniques in patients undergoing fixed

- mechanotherapy: A randomised clinical trial. *Journal of Orthodontics* 48(1): 13–23. doi: 10.1177/1465312520968571
23. Chisari JR, McGorray SP, Nair M et al. (2014) Variables affecting orthodontic tooth movement with clear aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 145(4): 82-91. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.10.022
 24. Czolgosz I, Cattaneo PM, Cornelis MA (2021) Computer-aided indirect bonding versus traditional direct bonding of orthodontic brackets: bonding time, immediate bonding failures, and cost-minimization. A randomized controlled trial. *European Journal of Orthodontics* 43(2): 144–151. doi: 10.1093/ejo/cjaa045
 25. Dalessandri D, Dalessandri M, Bonetti S et al. (2012) Effectiveness of an indirect bonding technique in reducing plaque accumulation around braces. *Angle Orthod* 82(2): 313–318. doi: 10.2319/041811-273.1
 26. Dalstra M, Eriksen H, Bergamini C et al. (2015) Actual versus theoretical torsional play in conventional and self-ligating bracket systems. *Journal of Orthodontics* 42(2): 103–113. doi: 10.1179/1465313314Y.0000000126
 27. Darling CL, Huynh GD, Fried D (2006) Light scattering properties of natural and artificially demineralized dental enamel at 1310 nm. *Journal of Biomedical Optics* 11(3): 1–6. doi: 10.1117/1.2204603
 28. Deahl ST, Salome N, Hatch JP et al. (2007) Practice-based comparison of direct and indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132(6): 738–742. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.01.037
 29. Dellinger EL (1978) A scientific assessment of the straight-wire appliance. *American Journal of Orthodontics* 73(3): 290–299. doi: 10.1016/0002-9416(78)90135-5
 30. Donatelli RE, Lee S-J (2013) How to report reliability in orthodontic research: Part 1. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 144(1): 156–161. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.03.014
 31. Dörfer (2006) Übertragungsgenauigkeit beim indirekten Platzieren von Brackets. *Kieferorthoädie* 20(2): 91–104.
 32. Duarte MEA, Gribel BF, Spitz A et al. (2020) Reproducibility of digital indirect bonding technique using three-dimensional (3D) models and 3D-printed transfer trays. *Angle Orthod* 90(1): 92–99. doi: 10.2319/030919-176.1
 33. Dudic A, Giannopoulou C, Meda P et al. (2017) Orthodontically induced cervical root resorption in humans is associated with the amount of tooth movement. *European Journal of Orthodontics* 39(5): 534–540. doi: 10.1093/ejo/cjw087

34. Eichenberg T, Günter A (2017) Kieferorthopädie - Therapie Band 1, 2. Aufl. Thieme, Stuttgart
35. Ekstrand KR, Gimenez T, Ferreira FR et al. (2018) The International Caries Detection and Assessment System - ICDAS: A Systematic Review. *Caries Research* 52(5): 406–419. doi: 10.1159/000486429
36. Elkholy F, Mikhael B, Schmidt F et al. (2017) Mechanische Belastung durch PET-G-Aligner bei mesialer und distaler Derotation eines mandibulären Eckzahns : Eine In-vitro-Studie. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie* 78(5): 361–370. doi: 10.1007/s00056-017-0090-4
37. El-Timamy AM, El-Sharaby FA, Eid FH et al. (2016) Three-dimensional imaging for indirect-direct bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 149(6): 928–931. doi: 10.1016/j.ajodo.2015.12.009
38. Espelid I, Tveit AB (1984) Radiographic diagnosis of mineral loss in approximal enamel. *Caries Research* 18(2): 141–148. doi: 10.1159/000260762
39. Fabels LNJ, Nijkamp PG (2014) Interexaminer and intraexaminer reliabilities of 3-dimensional orthodontic digital setups. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 146(6): 806–811. doi: 10.1016/j.ajodo.2014.09.008
40. Favero CS, English JD, Cozad BE et al. (2017) Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 152(4): 557–565. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.06.012
41. Fleming PS, Marinho V, Johal A (2011) Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research* 14(1): 1–16. doi: 10.1111/j.1601-6343.2010.01503.x
42. Fried D, Glena RE, Featherstone JD et al. (1995) Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. *Applied Optics* 34(7): 1278–1285. doi: 10.1364/AO.34.001278
43. Fried D, Featherstone JDB, Darling CL et al. (2005) Early caries imaging and monitoring with near-infrared light. *Dental Clinics of North America* 49(4): 771-93, vi. doi: 10.1016/j.cden.2005.05.008
44. Fukuyo K, Nishii Y, Nojima K et al. (2004) A comparative study in three methods of bracket placement. *Orthod. Waves* 63(3): 63–70.
45. Gange P (2015) The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 147(4): 56-63. doi: 10.1016/j.ajodo.2015.01.011

46. Gao L, Wichelhaus A (2017) Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion. *Angle Orthod* 87(4): 534–541. doi: 10.2319/090216-666.1
47. Garino (2005) Computer-aided interactive indirect bonding. *Prog. Orthod.* 6: 214.
48. Germane N, Bentley BE, Isaacson RJ (1989) Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 96(4): 312–319. doi: 10.1016/0889-5406(89)90350-8
49. Gomez J, Tellez M, Pretty IA et al. (2013) Non-cavitated carious lesions detection methods: a systematic review. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 41(1): 54–66. doi: 10.1111/cdoe.12021
50. Grünheid T, Lee MS, Larson BE (2016) Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod* 86(3): 468–474. doi: 10.2319/042415-279.1
51. Guenther TA, Larson BE (2007) Indirect Bonding: A Technique for Precision and Efficiency. *Seminars in Orthodontics* 13(1): 58–63. doi: 10.1053/j.sodo.2006.11.007
52. Hahn W, Zapf A, Dathe H et al. (2010) Torquing an upper central incisor with aligners—acting forces and biomechanical principles. *European Journal of Orthodontics* 32(6): 607–613. doi: 10.1093/ejo/cjq007
53. Harrer M, Cuijpers P, Furukawa TA et al. (2022) *Doing meta-analysis with R*. CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, London, New York
54. Hodge TM, Dhoptkar AA, Rock WP et al. (2004) A randomized clinical trial comparing the accuracy of direct versus indirect bracket placement. *Journal of Orthodontics* 31(2): 132–137. doi: 10.1179/146531204225020427
55. Hoffmann L, Sabbagh H, Wichelhaus A et al. (2022) Bracket transfer accuracy with two different three-dimensional printed transfer trays vs silicone transfer trays. *Angle Orthod* 92(3): 364–371. doi: 10.2319/040821-283.1
56. Im J, Cha J-Y, Lee K-J et al. (2014) Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 145(4): 434–442. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.12.014
57. Israel M, Kusnoto B, Evans CA et al. (2011) A comparison of traditional and computer-aided bracket placement methods. *Angle Orthod* 81(5): 828–835. doi: 10.2319/072110-425.1

58. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC et al. (2000) Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 117(2): 175–183. doi: 10.1016/S0889-5406(00)70229-0
59. Jaber ST, Hajeer MY, Khattab TZ et al. (2021) Evaluation of the fused deposition modeling and the digital light processing techniques in terms of dimensional accuracy of printing dental models used for the fabrication of clear aligners. *Clinical and Experimental Dental Research* 7(4): 591–600. doi: 10.1002/cre2.366
60. Jablonski-Momeni A, Stachniss V, Ricketts DN et al. (2008) Reproducibility and accuracy of the ICDAS-II for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Research* 42(2): 79–87. doi: 10.1159/000113160
61. Jacobsen ID, Crossner C-G, Eriksen HM et al. (2019) Need of non-operative caries treatment in 16-year-olds from Northern Norway. *European Archives of Paediatric Dentistry* 20(2): 73–78. doi: 10.1007/s40368-018-0387-z
62. Jones (2002) Attenuation of 1310-nm and 1550-nm laser light through sound dental enamel. *Lasers Dent.* VIII 4610: 187–190.
63. Jones R, Huynh G, Jones G et al. (2003) Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay. *Optics Express* 11(18): 2259–2265. doi: 10.1364/OE.11.002259
64. Jordan RA, Bodechtel C, Hertrampf K et al. (2014) The Fifth German Oral Health Study (Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie, DMS V) - rationale, design, and methods. *BMC Oral Health* 14(1): 1–12. doi: 10.1186/1472-6831-14-161
65. Jungbauer R, Breunig J, Schmid A et al. (2021) Transfer Accuracy of Two 3D Printed Trays for Indirect Bracket Bonding—An In Vitro Pilot Study. *Applied Sciences* 11(13): 1–14. doi: 10.3390/app11136013
66. Kalange JT (2004) Indirect bonding: a comprehensive review of the advantages. *World J Orthod* 5(4): 301–307.
67. Kalange JT (2007) Prescription-Based Precision Full Arch Indirect Bonding. *Seminars in Orthodontics* 13(1): 19–42. doi: 10.1053/j.sodo.2006.11.005
68. Karlsson L (2010) Caries Detection Methods Based on Changes in Optical Properties between Healthy and Carious Tissue. *International Journal of Dentistry* 2010: 1–9. doi: 10.1155/2010/270729
69. Kim (2007) Clear aligner: An efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World J. Orthod.* 8: 13–18.

70. Kim J, Chun Y-S, Kim M (2018) Accuracy of bracket positions with a CAD/CAM indirect bonding system in posterior teeth with different cusp heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 153(2): 298–307. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.06.017
71. Kneist S, Grimmer S, Harzendorf A et al. (2008) Mundgesundheit von Patienten mit frühkindlicher Karies - Eine klinisch-mikrobiologische Studie. *ZWR* 117(3): 74–82. doi: 10.1055/s-2008-1075878
72. Kocak N, Cengiz-Yanardag E (2020) Clinical performance of clinical-visual examination, digital bitewing radiography, laser fluorescence, and near-infrared light transillumination for detection of non-cavitated proximal enamel and dentin caries. *Lasers in Medical Science* 35(7): 1621–1628. doi: 10.1007/s10103-020-03021-2
73. Koenig N, Choi J-Y, McCray J et al. (2022) Comparison of dimensional accuracy between direct-printed and thermoformed aligners. *Korean Journal of Orthodontics* 52(4): 249–257. doi: 10.4041/kjod21.269
74. Koo BC, Chung CH, Vanarsdall RL (1999) Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 116(3): 346–351. doi: 10.1016/S0889-5406(99)70248-9
75. Kühnisch J, Söchtig F, Pitchika V et al. (2016) In vivo validation of near-infrared light transillumination for interproximal dentin caries detection. *Clin Oral Investig* 20(4): 821–829. doi: 10.1007/s00784-015-1559-4
76. Kühnisch J, Schaefer G, Pitchika V et al. (2019) Evaluation of detecting proximal caries in posterior teeth via visual inspection, digital bitewing radiography and near-infrared light transillumination. *Am J Dent* 32(2): 74–80.
77. Lederer A, Kunzelmann KH, Hickel R et al. (2018) Transillumination and HDR Imaging for Proximal Caries Detection. *Journal of Dental Research* 97(7): 844–849. doi: 10.1177/0022034518759957
78. Lederer A, Kunzelmann K-H, Heck K et al. (2019) In vitro validation of near-infrared transillumination at 780 nm for the detection of caries on proximal surfaces. *Clin Oral Investig* 23(11): 3933–3940. doi: 10.1007/s00784-019-02824-0
79. LeGeros RZ, Piliero JA, Pentel L (1983) Comparative Properties of Deciduous and Permanent (Young and Old) Human Enamel 1. *Gerodontology* 2(1): 1–8. doi: 10.1111/j.1741-2358.1983.tb00341.x

80. Li Y, Mei L, Wei J et al. (2019) Effectiveness, efficiency and adverse effects of using direct or indirect bonding technique in orthodontic patients: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health* 19(1): 1–11. doi: 10.1186/s12903-019-0831-4
81. Lombardo L, Arreghini A, Ramina F et al. (2017) Predictability of orthodontic movement with orthodontic aligners: a retrospective study. *Progress in Orthodontics* 18(1): 1–12. doi: 10.1186/s40510-017-0190-0
82. MANLY RS, BROOKS EJS (1947) Transparency and light scattering of dental hard tissues. *Journal of Dental Research* 26(6): 427–434. doi: 10.1177/00220345470260060601
83. Mantovani E, Castroflorio E, Rossini G et al. (2018) Scanning electron microscopy evaluation of aligner fit on teeth. *Angle Orthod* 88(5): 596–601. doi: 10.2319/120417-827.1
84. Marinova-Takorova M, Anastasova R, Panov VE (2014) Comparative evaluation of the effectiveness of five methods for early diagnosis of occlusal caries lesions – in vitro study. *JofIMAB* 20(3): 533–536. doi: 10.5272/jimab.2014203.533
85. Marshall GW, Chang YJ, Gansky SA et al. (2001) Demineralization of caries-affected transparent dentin by citric acid: an atomic force microscopy study. *Dental Materials* 17(1): 45–52. doi: 10.1016/S0109-5641(00)00056-7
86. Miethke RR, Melsen B (1999) Effect of variation in tooth morphology and bracket position on first and third order correction with preadjusted appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 116(3): 329–335. doi: 10.1016/S0889-5406(99)70246-5
87. Niu Y, Zeng Y, Zhang Z et al. (2021) Comparison of the transfer accuracy of two digital indirect bonding trays for labial bracket bonding. *Angle Orthod* 91(1): 67–73. doi: 10.2319/013120-70.1
88. Obuchowicz R, Nurzynska K, Obuchowicz B et al. (2020) Caries detection enhancement using texture feature maps of intraoral radiographs. *Oral Radiology* 36(3): 275–287. doi: 10.1007/s11282-018-0354-8
89. Oguro R, Nakajima M, Seki N et al. (2016) The role of enamel thickness and refractive index on human tooth colour. *Journal of Dentistry* 51: 36–44. doi: 10.1016/j.jdent.2016.05.010
90. Özkan G, Kanli A, Başeren NM, Arslan U, Tatar İ. (2015) Validation of micro-computed tomography for occlusal caries detection: an in vitro study. *Brazilian Oral Research* 29(1): 1–7. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0132

91. P. Engel WE Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie.
https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung_DMS_V.pdf (29.07.2024)
92. Palone M, Longo M, Arveda N et al. (2021) Micro-computed tomography evaluation of general trends in aligner thickness and gap width after thermoforming procedures involving six commercial clear aligners: An in vitro study. *Korean Journal of Orthodontics* 51(2): 135–141. doi: 10.4041/kjod.2021.51.2.135
93. Park J-H, Choi J-Y, Kim S-H et al. (2021) Three-dimensional evaluation of the transfer accuracy of a bracket jig fabricated using computer-aided design and manufacturing to the anterior dentition: An in vitro study. *Korean Journal of Orthodontics* 51(6): 375–386. doi: 10.4041/kjod.2021.51.6.375
94. Pitts NB, Rimmer PA (1992) An in vivo comparison of radiographic and directly assessed clinical caries status of posterior approximal surfaces in primary and permanent teeth. *Caries Research* 26(2): 146–152. doi: 10.1159/000261500
95. Poorterman JH, Aartman IH, Kalsbeek H (1999) Underestimation of the prevalence of approximal caries and inadequate restorations in a clinical epidemiological study. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 27(5): 331–337. doi: 10.1111/j.1600-0528.1999.tb02029.x
96. Pottier T, Brient A, Turpin YL et al. (2020) Accuracy evaluation of bracket repositioning by indirect bonding: hard acrylic CAD/CAM versus soft one-layer silicone trays, an in vitro study. *Clin Oral Investig* 24(11): 3889–3897. doi: 10.1007/s00784-020-03256-x
97. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T et al. (2015) Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod* 85(5): 881–889. doi: 10.2319/061614-436.1
98. Rucker G, Schwarzer G (2021) Beyond the forest plot: The drapery plot. *Research Synthesis Methods* 12(1): 13–19. doi: 10.1002/jrsm.1410
99. Schindelin J, Arganda-Carreras I, Frise E et al. (2012) Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods* 9(7): 676–682. doi: 10.1038/nmeth.2019
100. Schmid J, Brenner D, Recheis W et al. (2018) Transfer accuracy of two indirect bonding techniques-an in vitro study with 3D scanned models. *European Journal of Orthodontics* 40(5): 549–555. doi: 10.1093/ejo/cjy006
101. Schropp L, Alyass NS, Wenzel A et al. (2012) Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies. *Dentomaxillofac Radiol* 41(8): 686–690. doi: 10.1259/dmfr/33467269

102. Schwendicke F, Tzschoppe M, Paris S (2015) Radiographic caries detection: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 43(8): 924–933. doi: 10.1016/j.jdent.2015.02.009
103. Sheridan (1994) Essix appliance: Minor tooth movement with divots and windows. *J. Clin. Orthod.* 28: 659.
104. Shin, Shin S-H, Lee K-J et al. (2021) Accuracy of bracket position using thermoplastic and 3D-printed indirect bonding trays. *Int. J. Comput. Dent.* 24(2): 133–145.
105. Shpack N, Geron S, Floris I et al. (2007) Bracket Placement in Lingual vs Labial Systems and Direct vs Indirect Bonding. *Angle Orthod* 77(3): 509–517. doi: 10.2319/0003-3219(2007)077[0509:BPILVL]2.0.CO;2
106. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA et al. (1972) A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *American Journal of Orthodontics* 62(3): 236–244. doi: 10.1016/S0002-9416(72)90264-3
107. Simon M, Keilig L, Schwarze J et al. (2014) Treatment outcome and efficacy of an aligner technique—regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health* 14(68): 1–7. doi: 10.1186/1472-6831-14-68
108. Söchtig F, Hickel R, Kühnisch J (2014) Caries detection and diagnostics with near-infrared light transillumination: clinical experiences. *Quintessence Int* 45(6): 531–538. doi: 10.3290/j.qi.a31533
109. Sondhi A (1999) Efficient and effective indirect bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 115(4): 352–359. doi: 10.1016/s0889-5406(99)70252-0
110. Soviero VM, Leal SC, Silva RC et al. (2012) Validity of MicroCT for in vitro detection of proximal carious lesions in primary molars. *Journal of Dentistry* 40(1): 35–40. doi: 10.1016/j.jdent.2011.09.002
111. Spitzer D, Bosch JT (1975) The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. *Calcified Tissue Research* 17(2): 129–137. doi: 10.1007/BF02547285
112. Staninec M, Lee C, Darling CL et al. (2010) In vivo near-IR imaging of approximal dental decay at 1,310 nm. *Lasers in Surgery and Medicine* 42(4): 292–298. doi: 10.1002/lsm.20913
113. Steffen R (2017) Neue Methoden und Materialien in der Kinderzahnmedizin. *DFZ* 61(1): 58–64. doi: 10.1007/s12614-016-6268-0

114. Suárez C, Vilar T (2010) The effect of constant height bracket placement on marginal ridge levelling using digitized models. *European Journal of Orthodontics* 32(1): 100–105. doi: 10.1093/ejo/cjp029
115. Sund T, Møystad A (2006) Sliding window adaptive histogram equalization of intraoral radiographs: effect on image quality. *Dentomaxillofac Radiol* 35(3): 133–138. doi: 10.1259/dmfr/21936923
116. Swetha M, Pai VS, Sanjay N et al. (2011) Indirect versus direct bonding—a shear bond strength comparison: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 12(4): 232–238. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1040
117. Tantradi P, Sreenivasan V, Kadaganche H (2010) Role of bitewing in enhancing the assessment of DMFS index in a group of Indian adolescents. *Indian J Dent Res* 21(2): 266–269. doi: 10.4103/0970-9290.66653
118. Tepedino M, Paoloni V, Cozza P et al. (2018) Movement of anterior teeth using clear aligners: a three-dimensional, retrospective evaluation. *Progress in Orthodontics* 19(9): 1–8. doi: 10.1186/s40510-018-0207-3
119. Tonkaboni A, Saffarpour A, Aghapourzangeneh F et al. (2019) Comparison of diagnostic effects of infrared imaging and bitewing radiography in proximal caries of permanent teeth. *Lasers in Medical Science* 34(5): 873–879. doi: 10.1007/s10103-018-2663-x
120. Tranaeus S, Shi X-Q, Angmar-Månsson B (2005) Caries risk assessment: methods available to clinicians for caries detection. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 33(4): 265–273. doi: 10.1111/j.1600-0528.2005.00234.x
121. Weber, Weber DJ, Koroluk LD et al. (2013) Clinical effectiveness and efficiency of customized vs. Conventional preadjusted bracket systems // Clinical effectiveness and efficiency of customized vs. conventional preadjusted bracket systems. *J. Clin. Orthod.* 47(4): 261–266.
122. Weerheijm KL, Groen HJ, Bast AJ et al. (1992) Clinically undetected occlusal dentine caries: a radiographic comparison. *Caries Research* 26(4): 305–309. doi: 10.1159/000261457
123. Weir T (2017) Clear aligners in orthodontic treatment. *Australian Dental Journal* 62(1): 58–62. doi: 10.1111/adj.12480
124. Wellek S (2017) A critical evaluation of the current „p-value controversy“. *Biometrical Journal* 59(5): 854–872. doi: 10.1002/bimj.201700001
125. Wishney M (2017) Potential risks of orthodontic therapy: a critical review and conceptual framework. *Australian Dental Journal* 62(1): 86–96. doi: 10.1111/adj.12486

126. Xue C, Xu H, Guo Y et al. (2020) Accurate bracket placement using a computer-aided design and computer-aided manufacturing-guided bonding device: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 157(2): 269–277. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.03.022
127. Yıldırım K, Sağlam-Aydinatay B (2018) Comparative assessment of treatment efficacy and adverse effects during nonextraction orthodontic treatment of Class I malocclusion patients with direct and indirect bonding: A parallel randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 154(1): 26-34. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.12.009
128. Zheng M, Liu R, Ni Z et al. (2017) Efficiency, effectiveness and treatment stability of clear aligners: A systematic review and meta-analysis. *Orthodontics & Craniofacial Research* 20(3): 127–133. doi: 10.1111/ocr.12177
129. Zhu Y, Ng C, Le O et al. (2023) Diagnostic Performance of Multispectral SWIR Transillumination and Reflectance Imaging for Caries Detection. *Diagnostics* 13(17): 1–12. doi: 10.3390/diagnostics13172824
130. Zijp JR, Bosch JJ ten (1991) Angular dependence of HeNe-laser light scattering by bovine and human dentine. *Archives of Oral Biology* 36(4): 283–289. doi: 10.1016/0003-9969(91)90098-F

7 Gesamtpublikationsverzeichnis – Publikationen mit Impact Faktor

7.1 Originalarbeiten als Erst- oder Letztautor

1. Wichelhaus, A.; Guggenbühl, S.; Hötzel, L.; Seidel, C.L.; Sabbagh, H.; Hoffmann, L. Comparing Torque Transmission of Different Bracket Systems in Combination with Various Archwires Considering Play in the Bracket Slot: An In Vitro Study. *Materials* 2024, 17, 684. <https://doi.org/10.3390/ma17030684>. Impact factor 3.4
2. Sabbagh H, Sabbagh A, Rankovic MJ, Huber C, Wichelhaus A, Hoffmann L. Influence of the force magnitude of fixed functional appliances for class II subdivision 1 treatment-a cephalometric study. *J Orofac Orthop*. 2023 Mar 6. English. doi: 10.1007/s00056-023-00455-5. Epub ahead of print. PMID: 36877253. Impact factor 2.34
3. Sabbagh H, Heger SM, Stocker T, Baumert U, Wichelhaus A, Hoffmann L. Accuracy of 3D Tooth Movements in the Fabrication of Manual Setup Models for Aligner Therapy. *Materials (Basel)*. 2022 May 28;15(11):3853. doi: 10.3390/ma15113853. PMID: 35683151; PMCID: PMC9182206. Impact factor 3.68
4. Hoffmann L, Sabbagh H, Wichelhaus A, Kessler A. Bracket transfer accuracy with two different three-dimensional printed transfer trays vs silicone transfer trays. *Angle Orthod*. 2022 May 1;92(3):364-371. doi: 10.2319/040821-283.1. PMID: 34982114; PMCID: PMC9020396. Impact factor 2.68
5. Hoffmann L, Marschner SN, Kakoschke TK, Hickel R, Sabbagh H, Wölflle UC. Dental management before radiotherapy of the head and neck region: 4-year single-center experience. *Clin Exp Dent Res*. 2022 Dec;8(6):1478-1486. doi: 10.1002/cre2.662. Epub 2022 Sep 11. PMID: 36089654; PMCID: PMC9760134. Impact factor 1.76
6. Sabbagh H, Sabbagh A, Heppner A, Auer C, Wichelhaus A, Hoffmann L. Patients' perceptions on temporomandibular disorder treatment with hydrostatic oral splints - a pilot study. *BDJ Open*. 2022 Feb 5;8(1):4. doi: 10.1038/s41405-022-00096-7. PMID: 35124698; PMCID: PMC8818047. Impact factor 3.0
7. Hoffmann L, Neuerer C, Heck K, Kunzelmann KH. Bulk-fill Composites Compared to a Nanohybrid Composite in Class-II Cavities - A Two-year Follow-Up Study. *J Adhes Dent*. 2021 Oct 1;23(5):389-396. doi: 10.3290/j.jad.b2000185. PMID: 34549922. Impact factor 4.31

8. Hoffmann L, Kessler A, Kunzelmann KH. Three-body wear of luting composites and influence of the ACTA wheel material. *Dent Mater J*. 2021 Sep 30;40(5):1226-1234. doi: 10.4012/dmj.2020-427. Epub 2021 Jul 7. PMID: 34234046. Impact factor 2.42
9. Hoffmann L*1, Feraric M, Hoster E, Litzenburger F, Kunzelmann KH. Investigations of the optical properties of enamel and dentin for early caries detection. *Clin Oral Investig*. 2021 Mar;25(3):1281-1289. doi: 10.1007/s00784-020-03434-x. Epub 2020 Jul 2. PMID: 32613436. Impact factor 3.61; *1 Geteilte Erstautorschaft: Der Eigenanteil umfasst die Erstellung der Abbildungen, Statistik, Erstellung des Manuskriptes

7.2 Originalarbeiten als Koautor

1. Heck K, Kunzelmann KH, Walter E, Kaisarly D, Hoffmann L, Litzenburger F. Proximal Caries Detection Using Short-Wave Infrared Transillumination at Wavelengths of 1050, 1200 and 1300 nm in Permanent Posterior Human Teeth. *Diagnostics (Basel)*. 2023 Oct 19;13(20):3257. doi: 10.3390/diagnostics13203257. PMID: 37892078; PMCID: PMC10606242. Impact factor: 3.6
2. Sabbagh H, Hoffmann L, Wichelhaus A, Kessler A. Influence of the design of 3D-printed indirect bonding trays and experience of the clinician on the accuracy of bracket placement. *J Orofac Orthop*. 2024 Feb 27. English. doi: 10.1007/s00056-024-00517-2. Epub ahead of print. PMID: 38411719. Impact factor 2.34
3. Sabbagh H, Bamidis EP, Keller A, Stocker T, Baumert U, Hoffmann L, Wichelhaus A. Force behaviour of elastic chains during a simulated gap closure in extraction therapy cases. *Orthod Craniofac Res*. 2022 Dec 11. doi: 10.1111/ocr.12626. Epub ahead of print. PMID: 36504259. Impact factor 2.56
4. Stocker T, Li H, Bamidis EP, Baumert U, Hoffmann L, Wichelhaus A, Sabbagh H. Influence of normal forces on the frictional behavior in tribological systems made of different bracket types and wire dimensions. *Dent Mater J*. 2022 May 31;41(3):402-413. doi: 10.4012/dmj.2021-112. Epub 2022 Apr 1. PMID: 35370257. Impact factor 2.42
5. Sabbagh H, Khazaei Y, Baumert U, Hoffmann L, Wichelhaus A, Janjic Rankovic M. Bracket Transfer Accuracy with the Indirect Bonding Technique-A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2022 May 4;11(9):2568. doi: 10.3390/jcm11092568. PMID: 35566695; PMCID: PMC9099689. Impact factor 4.81

6. Heck K, Litzenburger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann KH. In vitro comparison of two types of digital X-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2021 Mar 1;50(3):20200338. doi: 10.1259/dmfr.20200338. Epub 2020 Aug 27. PMID: 32822231; PMCID: PMC7923068. Impact factor 3.12
7. Chhatwani S, Hoffmann D, Danesh G, Hoffmann L, Knode V, Ludwig B. Digital 3D imaging and its application to midpalatal suture maturation assessment; *Seminars in Orthodontics*In Press Journal Pre-Proof Published online: July 8, 2024; doi: 10.1053/j.sodo.2024.06.012; Impact factor 2.2
8. Heck K, Werner N, Hoffmann L, Schwendicke F, Litzenburge F. In vitro early proximal caries detection using trilateral short-wave infrared reflection at 1050 and 1550 nm. *Dentomaxillofac Radiol.* 2024 accepted

7.3 Sonstige Publikationen

1. Fastner C, Hoffmann L, Aboukoura M, Behnes M, Lang S, Borggreffe M, Akin I, Nienaber CA. Real-world experience comparing two common left atrial appendage closure devices. *BMC Cardiovasc Disord.* 2018 Aug 20;18(1):171. doi: 10.1186/s12872-018-0899-9. PMID: 30126370; PMCID: PMC6102880. Impact factor 2.00 (* Im Zuge der Dissertation entstandene Publikation)

8 Danksagung

Meiner Fachmentorin, Professorin Dr. Andrea Wichelhaus, Direktorin der Poliklinik für Kieferorthopädie, bin ich für ihr Vertrauen und ihre fachlichen Ratschläge bei der Durchführung dieser Arbeit sehr dankbar. Nur durch ihre stetige Unterstützung war es mir möglich, meine fachlichen und wissenschaftlichen Ziele zu erreichen.

Ein besonderer Dank geht an Professor Dr. Kunzelmann. Ich hatte großes Glück, dass mich Professor Kunzelmann in meiner klinischen Anfangszeit in seine Arbeitsgruppe aufnahm. Er führte mich in das wissenschaftliche Arbeiten ein und motivierte mich, mich in die Grundlagen der Statistik einzuarbeiten. Aber das Wichtigste, was er mir mit auf den Weg gab und wovon ich bis heute profitiere, ist, dass Präzision und Freude an der eigenen Arbeit der Schlüssel zum Erfolg sind.

Ein großer Dank geht auch an alle wissenschaftlichen Kollegen und Kolleginnen der LMU München für den fachlichen und wissenschaftlichen Austausch. Hier seien stellvertretend genannt: Dr. Uwe Baumert, Linus Hötzl, Dr. Mathias Mertmann, Dr. Hisham Sabbagh, Dr. Mila Janjić, Dr. Tamara Kakoschke, Dr. Katrin Heck, Dr. Uta Wölfle und Dr. Andreas Keßler.

Mein tiefster Dank gilt meinen Eltern, Dr. Andrea Fleiner-Hoffmann und Professor Dr. Ulrich Hoffmann, meiner Schwester, Professorin Dr. Norah Hoffmann, sowie meinem Partner in Crime, Dr. Alexander Keller, die mich stetig in allen Phasen meiner Weiterbildung uneingeschränkt unterstützt haben.

9 Eidesstattliche Versicherung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die schriftliche Habilitationsleistung selbständig verfasst und die Herkunft des verwendeten Materials ordnungsgemäß kenntlich gemacht habe. Weiterhin erkläre ich, dass ich nicht schon zweimal ein Habilitationsverfahren im gleichen Fach ohne Erfolg beendet habe, mir kein akademischer Grad entzogen worden ist und auch kein Verfahren gegen mich anhängig ist, welches die Entziehung eines akademischen Grades zur Folge haben könnte.

München, 21.05.2025

Dr. Lea Hoffmann