

Aus der
Abteilung für Kieferorthopädie, Orthodontie und Kinderzahnmedizin
des Zentrums für Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Untersuchung der Übertragungsgenauigkeit
verschiedener Methoden des indirekten Klebens
- Eine In-vitro-Studie -

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité –
Universitätsmedizin Berlin

von
Stefan Dörfer
aus Potsdam

Gutachter: 1. Prof. Dr. P.-G. Jost-Brinkmann
2. Prof. Dr. P. Schopf
3. Prof. Dr. R. J. Radlanski

Datum der Promotion: 23.03.2007

Anja, meinem Universum

1. Einleitung	9
2. Literaturübersicht	10
2.1. Standard-Edgewise-Technik	10
2.2. Straight-Wire-Technik	10
2.3. Bracketpositionierung	13
2.4. Methoden zum Kleben von Brackets	19
2.4.1. Das direkte Kleben	19
2.4.1.1. Vorteile	19
2.4.1.2. Nachteile	19
2.4.2. Das indirekte Kleben	20
2.4.2.1. Das indirekte Kleben ohne Set-up	20
2.4.2.1.1. Vorteile	21
2.4.2.1.2. Nachteile	22
2.4.2.2. Das indirekte Kleben mit Set-up	24
2.4.2.2.1. Vorteile	26
2.4.2.2.2. Nachteile	26
2.5. Studien zur Bestimmung der Genauigkeit der Bracketpositionierung beim direkten und indirekten Kleben	27
3. Fragestellung	28
4. Materialien und Methoden	29
4.1. Modellherstellung	29
4.2. Einteilung der Modellpaare	32
4.3. Brackets	32
4.3.1. Bracketmarkierung	32
4.3.2. Bracketfixierung	33
4.4. Herstellung der Schablonen und deren Übertragung	34
4.4.1. Thermoplastische Folien	35
4.4.2. Memosil	39
4.4.3. Futar-D/Memosil	42
4.5. Versuchsaufbau nach <i>König</i>	44
4.6. Vermessung	49
4.7. Bestimmung des Übertragungsfehlers	54
5. Vorversuche – Bestimmung des Messfehlers	57

6. Statistische Auswertung	59
6.1. Beschreibende Statistik	59
6.2. Vergleichende Statistik	60
7. Grafische Darstellung	62
8. Ergebnisse	64
8.1. Darstellung der wahren Übertragungsfehler als Liniendiagramme	65
8.2. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: mittlere absolute Abweichungen	74
8.3. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: maximale absolute Abweichungen und durchschnittliche Standardabweichungen	75
8.4. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: absolute Übertragungsfehler benachbarter Brackets	76
8.5. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: die mittleren und die maximalen Übertragungsfehler sowie die durchschnittlichen Standardabweichungen benachbarter Brackets	81
9. Diskussion	83
9.1. Fragestellung	83
9.2. Material	84
9.2.1. Modellauswahl	84
9.2.2. Modellherstellung	84
9.2.2.1. Dupliersilikon	85
9.2.2.2. Modellgips	86
9.2.3. Brackets	87
9.2.4. Komposit	87
9.3. Methode	88
9.3.1. Versuchsaufbau und Bestimmung der Bracketpositionen	88
9.3.2. Alternative Messmethoden	90
9.3.3. Ermittlung des Übertragungsfehlers	91
9.3.4. Statistische Auswertung der Daten	92
9.4. Ergebnisse	93
9.4.1. Mittlerer und maximaler Übertragungsfehler	93
9.4.2. Abweichung zwischen benachbarten Brackets	97
9.5. Vergleich zwischen dem direkten und dem indirekten Kleben	98
10. Schlussfolgerungen	101

11. Zusammenfassungen	102
11.1. Zusammenfassung	102
11.2. Summary	103
12. Schrifttum	105
13. Anhang	113
13.1. Materialliste	113
13.2. Tabellen der maximalen Übertragungsfehler, absoluten Mittelwerte und Standardabweichungen	114
13.3. Danksagung	119
13.4. Lebenslauf	121
13.5. Eidesstattliche Erklärung	123

1. Einleitung

In der Kieferorthopädie werden Brackets und Bänder als Befestigungselemente bei festsitzenden Apparaturen verwendet.

Bei der Straight-Wire-Technik sind in die Brackets Informationen erster, zweiter und dritter Ordnung eingearbeitet. Um mit derartig vorprogrammierten Brackets und Röhren ein optimales Behandlungsergebnis zu erreichen, müssen diese exakt positioniert werden. Eine ungenaue Bracketpositionierung führt zu unerwünschten Zahnbewegungen beziehungsweise die zur Kompensation nötig werdenden Ausgleichsbiegungen oder alternativ das Umkleben der Brackets kosten viel Zeit.

Unter dem Gesichtspunkt der Belastung für Patient und Behandler ist das indirekte Kleben der Brackets dem direkten Platzieren im Patientenmund überlegen.

Ziel dieser Arbeit ist der Vergleich der Übertragungsgenauigkeit verschiedener Methoden des indirekten Klebens. Es sollen die Übertragungsfehler des indirekten Klebens mittels Druckformfolien und zweier Übertragungstrays aus Silikon miteinander verglichen werden.

2. Literaturübersicht

2.1. Standard-Edgewise-Technik

Diese festsitzende kieferorthopädische Technik wurde 1926 von *E. H. Angle*¹⁰ entwickelt. Grundprinzip ist das Bekleben der Zähne mit Brackets beziehungsweise das Zementieren von Bändern und das Bewegen der Zähne mit oder entlang von Bögen. Durch einen zahntypunabhängigen Winkel zwischen Bracketbasis und Brackettschlitz von 90° müssen für die gewünschten dreidimensionalen Zahnbewegungen diverse Biegungen in die Bögen eingebogen werden (Abb. 1)⁵⁰.

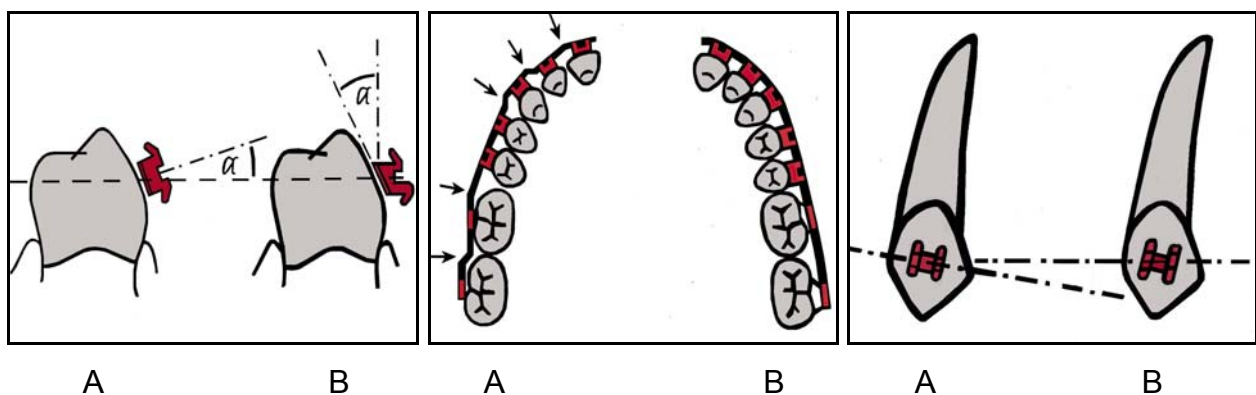


Abb. 1: Darstellung der Unterschiede zwischen Standard-Edgewise- (A) und Straight-Wire-Brackets (B) hinsichtlich Torque, In-Out und Angulation am Beispiel einzelner Zähne.

2.2. Straight-Wire-Technik

Die Straight-Wire-Technik geht auf *L. F. Andrews* zurück. Es handelt sich um eine Weiterentwicklung der Standard-Edgewise-Technik.

Das Grundprinzip basiert darauf, dass zahntypspezifische Merkmale als Angulation, In-Out, Rotation und Torque in die Brackettschlitz beziehungsweise Röhrchen einprogrammiert sind (Abb. 1)^{6,7,8,14,53,68,69}. Daraus resultiert, dass die Brackettschlitz beziehungsweise Röhrchen bei korrekter Zahnstellung vertikal auf einer Höhe liegen, sich horizontal in einer Ebene befinden und mit ihren Längsachsen einen symmetrischen Bogen bilden. Die während der Behandlung verwendeten Bögen weisen daher idealerweise bei der Gleitbogentechnik neben der individuellen Grundbogenform keine Biegungen erster, zweiter und dritter Ordnung auf. Die Straight-Wire-Bögen

unterscheiden sich lediglich in Form, Querschnitt und Legierung sowie in gegebenenfalls eingebogenen krafterzeugenden Elementen (z. B. Closing-Loops, Sweep).

Im Idealfall gelingt die Behandlung mit konfektionierten geraden Bögen, an denen sich alle Zähne eines Kiefers in gewünschter Stellung einordnen.

Eine perfekte Okklusion definiert *Andrews* durch 6 „Schlüssel“^{5,7}:

- Molarenrelation: Der distobukkale Höcker des oberen ersten Molaren hat Kontakt mit dem mesiobukkalen Höcker des unteren zweiten Molaren und der mesiobukkale Höcker des oberen ersten Molaren okkludiert mit der Fossa zwischen dem mesialen und mittleren bukkalen Höcker des unteren zweiten Molaren. Der mesiopalatinale Höcker des oberen ersten Molaren hat Kontakt mit der zentralen Fossa des unteren ersten Molaren.
- Kronenangulation (mesiodistale Angulation): Die Zähne sind mit Ihrer Wurzel nach distal geneigt.
- Kroneninklination (bukkolingualer Torque): Die Schneidezähne besitzen einen vestibulären Kronentorque, die oberen Eckzähne, Prämolaren und Molaren einen konstanten palatinalen Kronentorque und die unteren Eckzähne, Prämolaren und Molaren einen von anterior nach posterior ansteigenden lingualen Kronentorque.
- Fehlende Zahnrotationen.
- Enge Kontaktpunkte zwischen den Zähnen.
- Die Okklusionskurve aller Zähne ist flach beziehungsweise besitzt nur eine leichte Speekurve.

Bei den Werten, die in erster, zweiter und dritter Ordnung in Straight-Wire-Brackets einprogrammiert sind, handelt es sich um statistische Durchschnittswerte. *Andrews* verwendete für deren Ermittlung folgende Bezugsgrößen^{4,6,8}:

- Die Längsachse der klinischen Krone: Diese bezeichnet bei allen Zähnen, mit Ausnahme der Molaren, die an der Vestibulärfläche am weitesten vorstehende Leiste. Bei den Molaren bildet die mesiobukkale Furche die Kronenlängsachse.
- Den Längsachsenpunkt (long-axis-point, LA-Punkt)/Fazialachsenpunkt (FA-Punkt): Der LA-Punkt beziehungsweise FA-Punkt bezeichnet die Mitte der Kronenlängsachse zwischen Gingiva und Schneidekante beziehungsweise den Höckerspitzen.

Nach *Andrews* sollen der Mittelpunkt der Bracketbasis auf dem LA-Punkt und die Bracketflügel parallel zur Kronenlängsachse positioniert werden. Die vorprogram-

mierten Bracketwerte führen nur bei idealer Positionierung der Brackets eine ideale Zahnstellung herbei. Eine falsche Lage der Brackets muss durch Ausgleichsbiegungen oder Neupositionierung der Brackets korrigiert werden^{12,43}.

Vertikale Bracketplatzierungsfehler bedingen Änderungen des Abstandes zwischen Zahn und Okklusionsebene. Zusätzlich kommt es durch die Zahnwölbung auch zu einer Änderung des Wurzeltorques und der orovestibulären Zahnposition^{6,14,24,33,53,55}.

Horizontale Bracketplatzierungsfehler führen zu einer ungewollten Rotation der Zähne. Bei Drehung des Brackets um die orovestibulären Achse resultiert eine fehlerhafte Angulation, die mit einer Randleistendiskrepanz einhergeht. Eine falsche Adaptation der Bracketbasis am Zahn mit unterschiedlich dicken Adhäsivschichten oder Inkongruenz von Zahnkontur und Bracketbasis ergibt In-Out-, Rotations- und Torquefehler¹⁴. Hieraus wird ersichtlich, wie wichtig eine genaue Bracketplatzierung bei der Straight-Wire-Technik ist, um ohne individuelle Drahtbiegungen eine korrekte Zahnstellung herbeizuführen. Zudem ist zu bedenken, dass die meist dreidimensionalen Ausgleichsbiegungen von einer Bogengröße auf die Nächste übertragen werden müssen.

Andrews Konzept zur Positionierung standardisierter Brackets setzt jedoch bei jedem Patienten die gleiche Fazialflächenform des jeweiligen Zahntyps voraus.

Jedoch fanden *Germane* et al. bei einer Untersuchung von 600 extrahierten Zähnen große Variationen der Kronenkrümmung beim gleichen Zahntyp verschiedener Patienten. Die Variation der Kronenkrümmung war im Seitenzahnbereich größer als in der Front³³.

*Dellinger*²⁴ und *Vardimon* und *Lambertz*⁸⁶ untersuchten Patientenmodelle mit Idealokklusion. Sie vermaßen die Vestibulärflächen der Zähne und ermittelten am LA-Punkt die Torquewerte in Bezug zur Okklusionsfläche. Bei unterschiedlichen Patienten erhielten sie für den gleichen Zahntyp stark variierende Torquewerte.

Muchitsch et al. untersuchten 10 Patienten mit idealem Behandlungsergebnis. Sie spannten Brackets in ein Parallelometer, so dass der Bracket Schlitz parallel zur Okklusionsebene stand und verschoben die Brackets vertikal der Zähne. Bei Zähnen gleichen Zahntyps konnte zwischen den Patienten keine einheitliche Brackethöhe gefunden werden, die bei allen Patienten den gleichen Torque erzeugt. Aus der Untersuchung geht hervor, dass nur annäherungsweise Richtwerte für die vertikale Positionierung der Straight-Wire-Brackets bestimmt werden können, um bei allen Patienten die gleiche Kroneninklination zu erhalten⁵⁹.

Das Kleben standardisierter Brackets auf individuell geformte Fazialflächen bedeutet in der Praxis, dass trotz optimaler Positionierung der Brackets nicht immer die gewünschte Zahnstellung resultiert. In diesem Fall sind Ausgleichsbiegungen im Schlussbogen notwendig^{17,41}.

Ein weiterer Grund weshalb ein gerader Bogen nicht bei jedem Patienten zum gewünschten Ergebnis führt, ist im Spiel zwischen Bracketschlitz und Bogen zu sehen. *Fischer-Brandies* et al. ermittelten bei Untersuchungen von Brackets mit 0,018“ x 0,025“ Schlitz und 0,017“ x 0,025“ Bögen verschiedener Hersteller ein mittleres Torquespiel von 8,6°-18,6°. Dabei waren erhebliche Unterschiede zwischen den Herstellern zu verzeichnen. Weiterhin stellten sie fest, dass sich bei Ausübung eines Drehmomentes auf den Bogen das Torquespiel noch weiter vergrößert. Begründet wurde diese Erkenntnis mit der Aufweitung des Bracketschlitzes unter Belastung²⁹. Andere Autoren ermittelten vergleichbare Werte des Torquespiels^{22,24,59}.

Zur Verringerung des Torquespiels wurden gesetzliche DIN-Vorgaben für die Größe der Bögen (seit dem Jahr 1998) und des Bracketschlitzes (seit 2000) festgelegt⁷⁵.

2.3. Bracketpositionierung

Andrews richtet die Bracketflügel parallel zur Kronenlängsachse aus und positioniert die Bracketmitte auf dem LA-Punkt. Diese Positionierungsangaben sind jedoch dann schwierig umzusetzen, wenn die Länge der klinischen Krone nicht vollständig sichtbar ist. Ein Missverhältnis zwischen klinischer und anatomischer Krone tritt auf, wenn ein Zahn noch nicht vollständig durchgebrochen ist, Gingivahyperplasien bestehen oder der Zahn stark nach labial oder lingual gekippt ist^{14,53}.

Zur Lösung dieses Problems empfehlen verschiedene Autoren definierte vertikale Abstände zwischen Bracket und Inzisalkante beziehungsweise Höckerspitze (Tab. 1)^{3,14,22,42,59}.

Für die praktische Umsetzung stehen dem Behandler verschiedene Messlehren zur Verfügung. Mit dem so genannten *Droschl-Kreuz* (Abb. 2)²⁸ oder dem *Fleck-Stift*¹³ kann die vertikale Distanz des Bracketschlitzes von der Inzisalkante oder Höckerspitze mittels Bleistiftmarkierung angezeichnet werden. Eine weitere Möglichkeit stellen Messlehren dar, mit denen der Behandler die Brackets direkt in die gewünschte vertikale Position schieben kann. Als Beispiele seien die *Anderson-Gauge* (Abb. 3)⁴⁰ und die *Boone-Dougherty-Gauge* (Abb. 4)^{1,12,30} genannt.

Sie erlauben jedoch nur eine vertikale Kontrolle bei der Bracketbeklebung. Informationen der zweiten und dritten Ordnung kann der Behandler mit dem TARG[#] (Torque and Angulation Reference Guide, Abb. 5) oder der Slotmaschine^{##} von *Creekmore* (Abb. 6)²² eingeben. Diese Geräte erfordern eine extraorale Positionierung der Brackets. Dazu muss ein Modell des Patienten hergestellt und die indirekte Klebetechnik umgesetzt werden. Vorteile besitzen TARG und Slotmaschine insbesondere bei der Positionierung von Lingualbrackets, da die große morphologische Variabilität und die anatomischen Besonderheiten der Lingualflächen (z. B. Cingula, ausgeprägte Randleisten, akzessorische Höcker, Invaginationen) eine genaue konventionelle Platzierung der Brackets unmöglich machen^{23,26,37,38,68,74}. *Scholz* empfiehlt gar, Cingula vor der Bracketplatzierung zu entfernen⁷⁴. Bei offenen oder tiefen Bissen kann der Behandler die Brackethöhe mittels TARG oder Slotmaschine ändern, ohne dass die Kronenwölbung den Torque beeinflusst (Tab. 1)²².

Bei beiden Geräten werden die Modelle auf einem drehbaren Sockel befestigt. Die Wölbung der Vestibulärfläche eines Zahnes wird an speziellen Positionierungslehren (Style) ausgerichtet. Durch die Ausrichtung des Zahnes am Stylus werden die Angulation, der Torque und die vertikale Höhe für die Bracketpositionierung festgelegt. Durch die Hersteller werden Templates mit den Werten von *Alexander*, *Andrews*, *Ricketts* und *Roth* angeboten. Mit der Slotmaschine können auch Werte der ersten Ordnung (Rotation) zwischen 0° und 12° individuell eingestellt werden.

[#] TARG, Ormco, Amersfoort, NL

^{##} Slotmaschine, Creekmore Enterprises, Houston, USA

2. Literaturübersicht

Zähne		11, 21	12, 22	13, 23	14, 24	15, 25
Autor						
<i>Alexander</i> ³	Standard offener Biss	x x+0,5	x-0,5 x	x+0,5 x+1,0	x x	x x
<i>Andrews</i> ⁴		LA- Punkt	LA- Punkt	LA- Punkt	LA- Punkt	LA- Punkt
<i>Bennett & McLaughlin</i> ¹⁴		5,0	4,5	5,0	4,5	4,0
<i>Creekmore</i> ²² (Slotmachine)	offener Biss	5,1	4,87	5,12	4,5	4,5
	Standard	4,5	4,25	4,75	4,5	4,5
	tiefer Biss	3,9	3,62	4,37	4,5	4,5
<i>Muchitsch et al.</i> ⁵⁹		4,0	3,5	5,0	4,0	4,0
Zähne		31, 41	32, 42	33, 43	34, 44	35, 45
Autor						
<i>Alexander</i> ³	Standard offener Biss	x-0,5 x	x-0,5 x	x+0,5 x+1,0	x x	x x
<i>Andrews</i> ⁴		LA- Punkt	LA- Punkt	LA- Punkt	LA- Punkt	LA- Punkt
<i>Bennett & McLaughlin</i> ¹⁴		4,0	4,0	4,5	4,0	3,5
<i>Creekmore</i> ²² (Slotmachine)	offener Biss	4,62	4,62	4,0	3,75	3,5
	Standard	4,0	4,25	4,0	3,75	3,5
	tiefer Biss	3,37	3,87	4,0	3,75	3,5
<i>Muchitsch et al.</i> ⁵⁹		4,0	4,0	4,5	4,0	4,0

Tab. 1: Vertikale Abstandsangaben zwischen Bracket und Inzisalkante/Höckerspitze verschiedener Autoren in Millimeter.

x: *Alexander* sieht in den Prämolaren den Schlüssel zur Vertikalpositionierung der Brackets. Die Brackethöhe jedes Zahnes berechnet er in Bezug zur Brackethöhe an den Prämolaren (x)³.

LA-Punkt: Mittelpunkt der Kronenlängsachse (vgl. Kap. 2.2.).



Abb. 2: *Drosch-Kreuz.*



Abb. 3: *Anderson-Messlehre.*

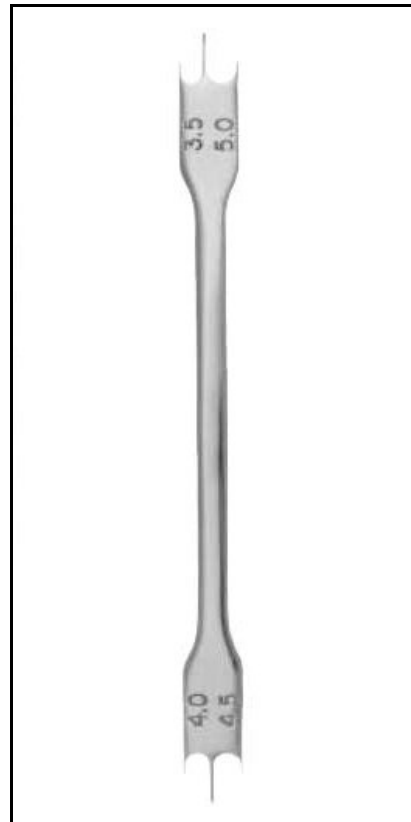


Abb. 4: *Boone-Dougherty-Messlehre.*

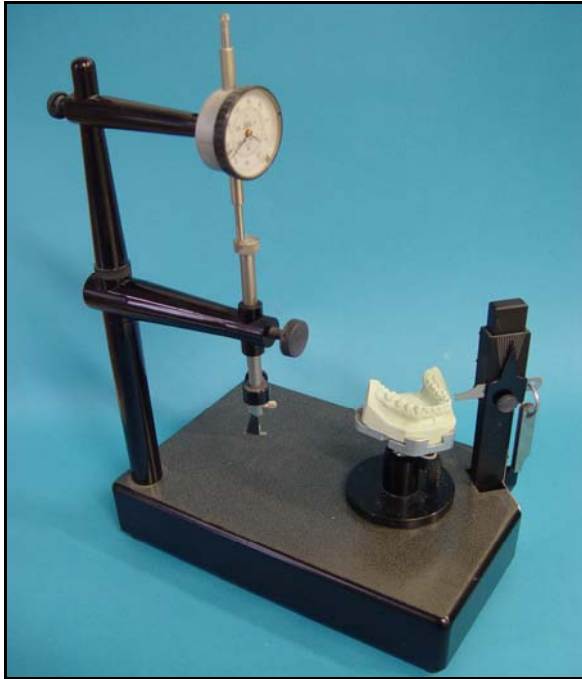


Abb. 5: TARG (Torque and Angulation Reference Guide). Das Modell wird in einem beweglichen Halter befestigt und so ausgerichtet, dass die vestibuläre Zahnkontur des zu beklebenden Zahnes mit der Wölbung des eingespannten Stylus bestmöglich übereinstimmt. Dadurch werden die Angulation und der Torque für die Bracketpositionierung festgelegt. Danach wird das Bracket in gewünschter Höhe geklebt.



Abb. 6: Slotmaschine. Ähnliches Positionierungsprinzip wie bei dem TARG. Es können jedoch auch Werte erster Ordnung (Rotation) bei der Bracketpositionierung eingestellt werden.

Bei Verwendung der normalen Millimeter-Messlehren (Abb. 2 bis 4) zur vertikalen Platzierung haben die Brackets sowohl bei kurzen als auch bei langen klinischen Kronen den gleichen Abstand zur Schneidekante/Höckerspitze (Abb. 7). Das bedeutet, dass sich ein Bracket bei einem großen Zahn an einer anderen anatomischen Position der Zahnkrone befindet als bei einem kleinen Zahn. Beide Bracketpositionen unterscheiden sich hinsichtlich des Grades der Zahnkronenwölbung und damit werden bei verschieden großen Zähnen abweichende Torquewerte übertragen. Als Problemlösung verwenden *Bennett* und *McLaughlin* eine Bracketplatzierungstabelle, die die Zahngröße berücksichtigt. Dazu werden beim Patienten die Längen der klinischen

Kronen halbiert und auf 0,5 mm gerundet. Es wird sodann jene Spalte der Tabelle ausgewählt, die die meisten Übereinstimmungen mit den Messwerten besitzt. Allein bei inzisalen Kronenfrakturen, Abrasionen und sehr spitz zulaufenden bukkalen Höckern ist vor dem Kleben eine Formkorrektur des Zahnes notwendig¹⁴.

Alexander verwendet die Größe der klinischen Prämolarenkronen als Berechnungsgrundlage für die vertikale Bracketpositionierung der übrigen Zähne (siehe Tab. 1), da die Größe der Prämolaren erheblich variiert³.

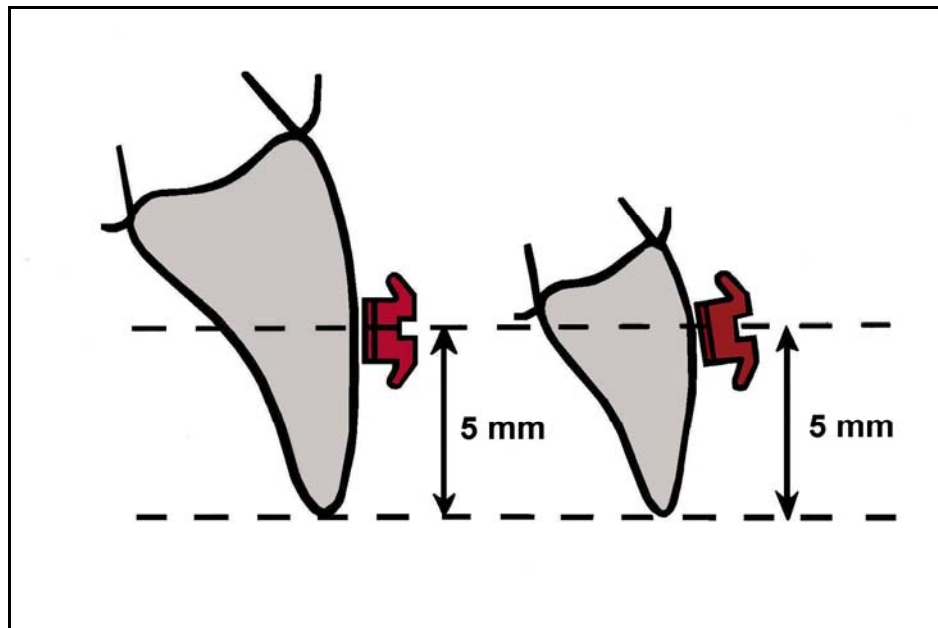


Abb. 7: Unterschiedliche Torquewerte bei einer langen und einer kurzen klinischen Krone durch Verwendung durchschnittlicher vertikaler Millimeterangaben bei der Bracketpositionierung.

2.4. Methoden zum Kleben von Brackets

Bei der Befestigung von Brackets werden zwei Verfahren unterschieden: das direkte und das indirekte Kleben.

2.4.1. Das direkte Kleben

Die Platzierung der Brackets erfolgt direkt im Patientenmund. Die Brackets werden in der Vertikalebene entweder auf dem LA-Punkt oder unter Zuhilfenahme von Messlehren mit einem definierten Abstand zur Inzisalkante/Höckerspitze positioniert. Die Bracketlängsachse wird parallel zur Kronenlängsachse ausgerichtet.

Durch die engen intraoralen Verhältnisse und die begrenzte Übersichtlichkeit ist eine genaue Positionierung der Brackets vor allem im Prämolaren- und Molarenbereich schwierig³⁵.

2.4.1.1. Vorteile

Die wesentlichen Vorteile des direkten Klebens sind:

- Geringer Materialaufwand²⁶.
- Eine einfache Entfernung von Überschüssen vor der Aushärtung des Komposits^{1,21,30,77,91,92}.
- Einzeitiges Vorgehen³⁰.
- Verringerung des Abstandes zwischen Bracketbasis und Zahnoberfläche und eine damit verbundene Erhöhung der Klebekraft^{1,21,49}.
- Die Brackets können optimal am Zahn angedrückt werden. Eine ausreichende Beschichtung der Brackets mit Komposit vorausgesetzt, werden Hohlräume zwischen Bracket und Zahn und somit Plaqueakkumulationen und Demineralisationen vermieden⁹².

2.4.1.2. Nachteile

Den Vorteilen stehen aber auch Nachteile gegenüber:

- Längere Belegung des Behandlungsstuhles^{30,45,49}.
- Schlechte Sicht auf die distalen Zähne⁴⁵.

2.4.2. Das indirekte Kleben

Das indirekte Kleben ist ein zweizeitiger Vorgang. Hierbei wird im Labor eine Übertragungsschablone hergestellt, in der die Brackets fixiert sind. Die Schablone wird samt der zu klebenden Brackets in den Patientenmund übertragen. Das indirekte Kleben gibt es in zwei Varianten: die Bracketpositionierung auf einem Modell mit unveränderter Zahnfehlstellung und die Positionierung auf einem Set-up-Modell.

2.4.2.1. Das indirekte Kleben ohne Set-up

Beim indirekten Kleben ohne Set-up wird als Erstes ein aktuelles Situationsmodell angefertigt und isoliert^{2,20,26,32,35,36,40,43,58,68,70,81,83}. Auf diesem Modell werden die Brackets temporär möglichst in Idealposition befestigt. Die am häufigsten verwendeten Materialien zur temporären Bracketbefestigung auf dem Situationsmodell sind Kunststoffe^{2,16,20,21,35,36,38,40,41,45,49,52,54,57,58,60,61,66,67,70,76,77,81,83,84} und karamalisierte Zucker^{1,30,32,50,80,92}. Aber es wurden auch Klebewachs⁵⁶, doppelseitiges Klebeband^{18,34}, Zement^{63,74} oder wasserlöslicher Kleber^{25,31,70,73} empfohlen. Zucker, Wachs und wasserlöslicher Kleber haben den Nachteil, dass die Bracketbasen vor dem Befestigen im Patientenmund sorgfältig gereinigt werden müssen^{30,56,73,80,92}. Nach der Bracketpositionierung wird auf dem Ausgangsmodell eine Übertragungsschablone hergestellt, die die Okklusalfächen der Zähne und die Bracketflügel sicher fasst. Die Brackets werden mit Hilfe der Schablone in den Mund übertragen und in der gewünschten Lage adhäsiv befestigt.

Die Übertragungsschablonen werden aus Silikon^{1,2,25,26,30,36,56,61,67,70,73,74,80,81,92}, Tiefzieh- oder Druckformfolien^{16,20,31,32,35,40,52,54,57,60,63,66,76,77,81,83,84} beziehungsweise Kunststoff^{45,82} hergestellt. Es wurde auch die Kombinationen aus Silikon und Tiefziehfolie beschrieben⁵⁸. Silikone werden sowohl als transparente sowie als nicht transparente Materialien angeboten. Die transparenten Silikone wie auch die Tiefzieh- und Druckformfolien ermöglichen es dem Behandler, die Brackets unter visueller Kontrolle zu kleben. In diesem Fall können auch lichthärtende Adhäsive verwendet werden. Diese bieten den Vorteil einer optimalen Steuerung der Aushärtezeit^{11,14,20,38,45,52,61,65,66,67,77,78}. Jedoch hat die Verwendung lichthärtender Kunststoffe auch den Nachteil, dass die höchsten Verbundfestigkeitswerte nur bei einer Schichtstärke von 0,2 mm erreicht werden⁷¹.

Die Brackets werden mittels Schmelz-Ätz-Technik auf den Zähnen befestigt. Dabei ist die Trockenlegung des Schmelzes nach erfolgter Konditionierung für einen stabilen Haftverbund von entscheidender Bedeutung. Einige Autoren favorisieren es daher, die Schablonen vor der Übertragung zu segmentieren, da das Trockenlegen für ein Zahnsegment leichter ist, als für den gesamten Zahnbogen^{18,21,26,51,77,79,81,83}. Zur Trockenlegung werden Lippen-^{18,25,31,34,56,63,64,78,84,91,92}, Wangen-^{73,79}, Wangen-Lippen-^{17,70}, Wangen-Lippen-Zungenhalter^{35,40,41,83} oder Kofferdam⁷² empfohlen. Einige Autoren hemmen zusätzlich den Speichelfluss mit Atropin^{17,25}, Banthin^{17,20,50,56,73,74,78,84,92} oder Probanthin^{17,32,52,74}. Kontraindikationen hinsichtlich einer solchen Medikation bestehen bei Herz-, Nieren- und Glaukomekrankungen sowie beim Tragen von Kontaktlinsen während der Wirkdauer.

Die Bracketverbundfestigkeit erreicht beim indirekten Kleben ähnliche Werte wie beim direkten Kleben⁵⁴. Werden die Brackets auf dem Ausgangsmodell mit Komposit fixiert, so sind die Bracketbasen vor Übertragung und Aufbringung der zweiten Kunststoffschicht für eine hohe Verbundfestigkeit mit einem acetongetränkten Wattepellet zu reinigen⁴³. Auch sind die durchschnittlichen Bracketverlusten beider Techniken vergleichbar. Für das direkte Kleben werden Gesamtverlusten, unter Einbeziehung aller Zähne bis zu den 2. Prämolaren, von 1,2 % bis 12,6 %^{1,11,19,46,64,65,91,92} und für die indirekte Bracketbefestigung von 3,1 % bis 13,9 %^{1,24,61,66,81,92} angegeben. Dabei weisen die 2. Prämolaren am häufigsten Bracketverluste auf^{11,20,46,61,64,65,91}.

2.4.2.1.1. Vorteile

Die Vorteile des indirekten Klebens sind:

- Optimale Sicht auf das Situationsmodell bei der Bracketpositionierung^{4,25,31,35,43,45,50,54,83}.
- *Aquirre* et al. und *Koo* und Mitarbeiter ermittelten gegenüber dem direkten Kleben einen geringeren Positionierungsfehler^{1,49}. Klinisch wurden die Ergebnisse durch andere Autoren bestätigt^{16,18,21,32,52,60,84}.
- Die kurze Behandlungszeit beim Bekleben des Patienten am Stuhl und die damit verbundene geringere Belastung für Patient und Behandler^{16,25,30,32,35,40,43,45,50,52,54,77,83,84}.

Aguirre et al. benötigten für die indirekte Bracketbefestigung in beiden Kiefern 24 min statt 42 min beim direkten Kleben¹. Bei *Frick* und *Heideborn* erforderte das direkte Kleben von sechs Frontzahnbrackets 40 min und 10 s, indirekt dauerte es 31 min und 40 s³⁰. Sie klebten ihre Brackets mit einem chemisch härtenden Komposit und ließen den Aufwand einer ausführlichen Karieskontrolle, die Aushärtungszeit des Komposits und die Zeit für eine nachträgliche Fluoridierung der Zähne in die Zeitstudie mit einfließen. *Nedwed* et al. ermittelten dagegen einen Zeitbedarf von nur 4,4 min pro Kiefer beim indirekten Kleben mit lighthärtendem Kunststoff⁶². Andere Autoren gaben einen Zeitbedarf von 6 bis 30 Minuten an^{2,18,31,73,76,78}.

- Simultanes Kleben bukkaler und lingualer Attachments^{25,30}.
- Mögliche Kompensation einer atypischen Zahnkronenanatomie durch variable Dicke der Kleberschicht^{40,55}.
- Die Bracketbasen können optimal an die anatomische Zahnform angepasst werden^{18,32,40,66,82,84}.

Durch die genaue Passung ist die Kompositschicht zwischen Bracketbasis und Zahn dünn. Dadurch wird die Verbundfestigkeit erhöht⁷³. *Schiffer* et al. stellten jedoch fest, dass diese Aussage nur für druckpolymerisierende Adhäsive zutrifft. Lighthärtende Kleber erreichen ihre maximale Verbundfestigkeit bei 0,2 mm, während eine ansteigende Kleberschichtstärke bei Paste-Paste-Kompositen keinen Einfluss auf die Zugfestigkeit hat⁷¹.

Nachteil einer Bracketkonturierung mittels Zange ist insbesondere bei Twin-Brackets, dass die Passung zwischen Bracketschlitz und Bogen beeinträchtigt werden kann⁵⁰.

2.4.2.1.2. Nachteile

Jedoch hat das indirekte Kleben auch Nachteile:

- Zusätzliche Kosten für Material (Abformmaterial, Gips, Isoliermittel, Übertragungsschiene) und Lohn (Zahntechniker)^{25,30,43,54,83}. Die Laborzeiten werden in der Literatur mit 15 bis 31 Minuten angegeben^{1,30,40,49,57,73}. Bei einer Positionierung der Brackets mit TARG (Torque and Angulation Reference Guide) oder der Slotmaschine ist mit einer höheren Laborzeit zu rechnen (vgl. Kap. 2.3.).

- Zweizeitiges Vorgehen^{25,30,41}. Einige Autoren empfehlen, dass der Zahntechniker die Brackets nur mit licht- oder wärmehärtendem Komposit, Klebewachs oder karamellisiertem Zucker auf dem Gipsmodell positioniert, um dem Kieferorthopäden die Gelegenheit zu geben, die Bracketpositionen zu kontrollieren und zu korrigieren^{7,50,56,58,73,81,83}.
- Ungenauigkeiten durch zwischenzeitliche Zahnbewegungen und Abformfehler^{26,40}. Zwischenzeitliche Zahnbewegungen können durch kurze Zeitabstände zwischen Abformung und Klebevorgang verringert werden^{40,50,58}. Nach Zahnextraktionen und während des Zahndurchbruchs ist mit schnellen Veränderungen zu rechnen. Aus diesem Grund sollten Zahnextraktionen und approximale Schmelzreduktionen nach dem Kleben vorgenommen werden^{32,35,40,58,73,74,78,82}. *Lindquist* empfiehlt jedoch, Zahnextraktion mindestens eine Woche vor dem Kleben durchzuführen. Er ist der Meinung, dass es in der Zeit zwischen Abformung und Klebevorgang trotz vorheriger Zahnextraktion zu keinen nennenswerten Zahnbewegungen kommt. Bei Zahnfehlstellungen kann die Extraktion die nachfolgende Bracketpositionierung erleichtern⁵⁰. *McLaughlin* empfiehlt in Extraktionsfällen das Bekleben frühestens 4 Tage nach, (Wunde muss weitgehend verheilt sein, damit es zu keinen Exsudatkontaminationen kommt) spätestens jedoch 2 Wochen nach der Extraktion vorzunehmen, um Zahnbewegungen in die Extraktionslücke zu vermeiden⁵².
- Ungenauigkeiten bei der Modellherstellung. Die Modelle sollten vor der Bracketpositionierung vorsichtig versäubert werden, da eine zu starke Reduktion einen ungenauen Sitz des Transfertrays im Mund nach sich zieht^{45,58,73,83,84}. Daher raten *Jost-Brinkmann* und *Miethke* den Gips unter Vakuum anzurühren und auf das Entfernen von Gipsblasen zu verzichten⁴⁰.
- Adhäsivüberschüsse können vor dem Aushärten nicht entfernt werden. Im ungünstigsten Fall werden die Kleberüberschüsse bis in den Approximalraum extendiert und die Zähne werden miteinander verblockt. Überschüssiger Kleber führt zu einer erhöhten Plaqueakkumulation und damit zu einem höheren Kariesrisiko⁸¹. In den Interdentalraum reichender ausgehärteter Kunststoff kann mit Hilfe von Zahnseide^{26,56,78,79,83,84} oder einer Sonde²⁶ diagnostiziert werden. Die Entfernung aller Klebereste kann mit einem Scaler^{16,26,30,52,56,60,73,81}, einem Hartmetallfinierer^{16,20,40,52,77,78,92}, einem Steinchen³⁰ und approximal mit Metallstreifen^{78,79} erfolgen.

Zur besseren Entfernung der Überschüsse empfiehlt *Lindquist* die Verwendung von chemisch härtenden No-mix-Adhäsiven. Dabei wird der zur Aushärtung notwendige Katalysator auf die Bracketbasis und auf die zu beklebende Stelle des Zahns aufgetragen. Überschüssiger Kunststoff kommt mit dem Katalysator nicht in Verbindung, kann somit nicht aushärten und lässt sich leichter entfernen⁵⁰.

Andere Autoren empfehlen, die Brackets mit Komposit auf den Modellen zu positionieren. Dadurch wird die Bracketbasis gewissermaßen individualisiert und der Zahnkontur angepasst. Für das Kleben im Patientenmund ist dann nur noch eine minimale Adhäsivmenge notwendig. Folglich ist der mögliche Überschuss minimiert^{21,40}.

Eine Vermeidung der Aushärtung von Kunststoffüberschüssen ist durch Verwendung des Übertragungstrays von *Kasrovi* möglich⁴⁵. Dabei wird jedes Bracket mit einem im Bracketschlitz verlaufenden Metallkreuz fixiert. Die Metallkreuze werden okklusal mit Kunststoff zusammengefasst. Durch diese Konstruktion ist das Bracket beim Kleben von allen Seiten zugänglich und Überschüsse können vor der Polymerisation entfernt werden.

- Zwischen Bracketbasis und Zahn können Hohlräume entstehen^{21,36,54,92}. Laut einer Untersuchung von *Hocevar et al.* führen die Hohlräume zu einer Halbierung der Verbundfestigkeit zwischen Bracket und Zahn. Zusätzlich ermöglichen sie eine Plaqueakkumulation und stellen somit ein Kariesrisiko dar^{36,92}. Nach *Cohen* können Hohlräume durch Verwendung von Komposit bei der Bracketfixierung auf dem Modell vermieden werden. Grund ist die optimale Anpassung der Bracketbasis an die Zahnkontur²¹.

2.4.2.2. Das indirekte Kleben mit Set-up

Beim indirekten Kleben mit Set-up wird zunächst ein aktuelles Situationsmodell des Patienten hergestellt. Aus diesem wird ein Sägeschnittmodell angefertigt. Anschließend erfolgt die Aufstellung der Gipszähne in Wachs in der Zahnstellung, die das Therapieziel darstellt (Set-up)^{27,37,41,44,68,87}.

Die umgestellten Gipszähne werden mit Brackets beklebt. Eine Möglichkeit der Bracketpositionierung ist, sie entlang des Schlussbogens auszurichten. Dieser sollte

nach Möglichkeit keine Biegungen der ersten, zweiten oder dritten Ordnung aufweisen^{41,68}.

Eine weitere Möglichkeit der Bracketpositionierung stellten *Jost-Brinkmann* et al. 2001 vor. Dabei werden die Brackets mittels TARG (Abb. 5) in einer horizontalen Ebene auf das Set-up-Modell geklebt und die Positionen werden mit einer stereoskopischen Kamera* vermessen. Danach werden die Brackets mit Hilfe von Führungsrillen auf das Ausgangsmodell zurückgesetzt und die Bracketpositionen werden erneut vermessen. Anschließend werden mit dem Orthomate-System individuelle Bögen hergestellt⁴⁴.

Für die Übertragung der Brackets in den Patientenmund gibt es zwei Möglichkeiten.

Werden die Brackets wie bei dem Verfahren von *Jost-Brinkmann* et al.⁴⁴ auf die Ausgangsmodelle zurückgesetzt, so kann wie in Kapitel 2.4.2.1. beschrieben, über dem Ausgangsmodell ein Übertragungstray aus Silikon oder Druckformfolien hergestellt werden. Dieses fasst alle Brackets.

Werden die Brackets jedoch auf dem Set-up-Modell positioniert, so muss für jedes Bracket ein Übertragungsschlüssel hergestellt werden. Die Übertragungsschlüssel bestehen aus zwei Teilen. Der eine Teil fasst sicher das Bracket, der zweite – okklusale Anteil – verschlüsselt die Bracketposition. Der okklusale Anteil besteht meist aus Kunststoff, der vestibuläre beziehungsweise linguale Anteil meist aus einem Draht, der durch den Slot des Brackets läuft^{37,38,51,68}. Der vestibuläre, linguale Teil kann auch aus Kunststoff oder Silikon hergestellt werden⁴¹. Die okklusale/inzisale Auflage ist so zu gestalten, dass die Positionierung des Schlüssels eindeutig ist.

Da die Zähne auf dem Set-up-Modell eine andere Position als im Mund einnehmen, darf sich die räumliche Ausdehnung des Einzelzahn-Übertragungsschlüssels nur auf den zu beklebenden Zahn beschränken.

Sollen alle Einzelzahn-Übertragungsschlüssel gemeinsam übertragen werden, so müssen sie zunächst auf das Ausgangsmodell zurückgesetzt werden. Auf diesem können sie zu einem Gesamtray zusammengefasst werden (siehe Kap. 2.4.2.1.)^{37,41,68}.

* Orthomate-System, Orametrics, Berlin

2.4.2.2.1. Vorteile

Als Vorteile des indirekten Klebens mit Set-up werden in der Literatur angegeben:

- Individuelle Zahnformen haben unabhängig vom Bracketsystem keinen Einfluss auf das Behandlungsergebnis^{26,37,38,68}.
- Bei Verwendung von Einzelzahn-Übertragungsschlüsseln können Kompositüberschüsse vor dem Aushärten entfernt werden⁶⁸.
- Der Behandler kann am Set-up-Modell den Platzbedarf, mögliche Zahnbreitendiskrepanzen oder Okklusionsstörungen beurteilen und falls notwendig, schon vor einer aktiven Behandlung reagieren²⁷.

2.4.2.2.2. Nachteile

Als Nachteile des indirekten Klebens mit Set-up werden beschrieben:

- Zeitaufwändige Herstellung des Set-up-Modells und der Übertragungsschlüssel.
- Bei Verlust eines Brackets ist zum Wiederbefestigen immer das Übertragungskäppchen notwendig⁶⁸. Geht das Käppchen während der Behandlung kaputt oder die Okklusionsfläche wird im Laufe der Behandlung zum Beispiel durch eine Füllungstherapie verändert, ist das erneute Kleben eines Brackets, welches am geraden Schlussbogen des Set-up Modells ausgerichtet wurde, in der gewünschten Lage nicht mehr möglich. Wurden die Brackets auf dem Set-up-Modell mit TARG positioniert, lassen sich die Bracketpositionen nach einem Verlust des Übertragungskäppchens nur zeitaufwändig reproduzieren.

2.5. Studien zur Bestimmung der Genauigkeit der Bracketpositionierung beim direkten und indirekten Kleben

Balut et al. ermittelten die Genauigkeit der direkten Bracketpositionierung bei verschiedenen Behandlern¹².

Aquirre et al. und *Koo* und Mitarbeiter verglichen die Genauigkeit der Bracketpositionierung des direkten mit der des indirekten Klebens. *Aquirre* et al. verwendeten zur Bracketübertragung beim indirekten Kleben Silikon-Trays, *Koo* und Mitarbeiter verstärkten die Silikonübertragungstrays mit Druckformfolien^{1,49}.

Lohe verglich in einer In-vitro-Studie die Übertragungsgenauigkeit zwischen Druckformfolien und Einzelzahn-Übertragungskäppchen⁵¹.

Töpfer ermittelte den Übertragungsfehler bei Verwendung von Druckformfolien in einer In-vivo-Arbeit⁸⁵.

Angelakis und *Knieknecht* ermittelten den Bracketplatzierungsfehler auf dem Situationsmodell bei Verwendung einer Bracketmesslehre und der Slotmaschine^{9,47}.

3. Fragestellung

Ziel dieser Arbeit ist die Bestimmung der dreidimensionalen Übertragungsgenauigkeit verschiedener Verfahren des indirekten Klebens.

Es sollen folgenden Übertragungstrays miteinander verglichen werden:

- Übertragung mittels zweier thermoplastischer Folien Copyplast 0,5 mm^a und Biocryl 2,0 mm^b.
- Übertragung mit dem additionsvernetzenden Silikon Memosil^c.
- Übertragung mit den additionsvernetzenden Silikonem: Memosil^c und Futar-D^d.

Es soll ermittelt werden:

- Wie stark die Bracketlage auf dem Patientenmodell von der Bracketposition auf dem Ausgangsmodell bei jeder der 3 Übertragungsmethoden abweicht?
- Wie groß die Abweichungen zwischen benachbarten Brackets bei den verschiedenen Verfahren sind?
- Ob es Unterschiede bezüglich der Übertragungsgenauigkeit zwischen den einzelnen Methoden gibt?

4. Materialien und Methoden

4.1. Modellherstellung

Für die Durchführung der vorliegenden In-vitro-Studie wurde ein Oberkiefermodell ausgewählt, bei dem alle bleibenden Zähne von 16 bis 26 durchgebrochen waren und bei dem ein mäßiger frontaler Engstand mit Platzmangel für die Zähne 11, 12, 21, 22 bestand.

Wie Abbildung 8 zeigt, wurde in das Ursprungsmodell palatinal ein metallischer Quader eingeklebt. In diesen Quader wurden mit einem *Vickers*-Härtemessgerät^e 2 mikroskopisch kleine Eindrücke in Form von Pyramiden eingebracht. Dadurch konnte ein für die Vermessung notwendiges Koordinatensystem definiert werden, das auf alle Duplikatmodelle übertragen wurde.

Die Spitze der 1. Pyramide beschreibt den Nullpunkt des Koordinatensystems. Die Gerade zwischen den Spitzen der 1. und der 2. Pyramide definiert die y-Achse. Die Computersoftware nach *König*⁴⁸ konstruiert die x-Achse und die z-Achse durch den Nullpunkt (Spitze der 1. Pyramide) orthogonal zur y-Achse (Abb. 9).

Für die Arretierung der Modelle während der Vermessungen wurde die Modellbasis mit 2 Einkerbungen versehen, in die die Einspannvorrichtung fasst (Abb. 10), (vgl. Kap. 4.5.).

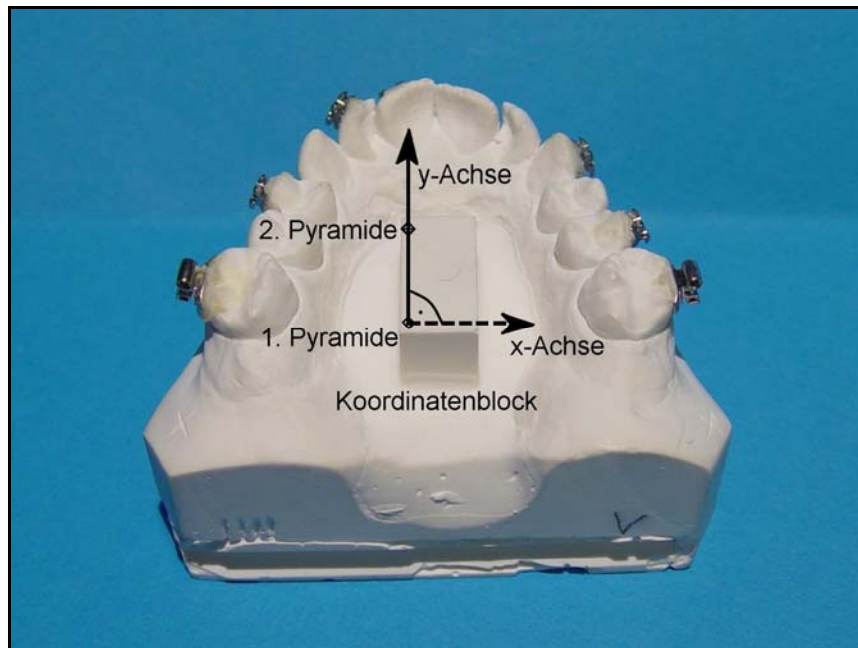


Abb. 8: Dupliziertes Modell mit dem Koordinatensystem, das über 2 pyramidale Eindrücke definiert ist, die mit einem *Vickers*-Härtemessgerät^e erzeugt wurden.

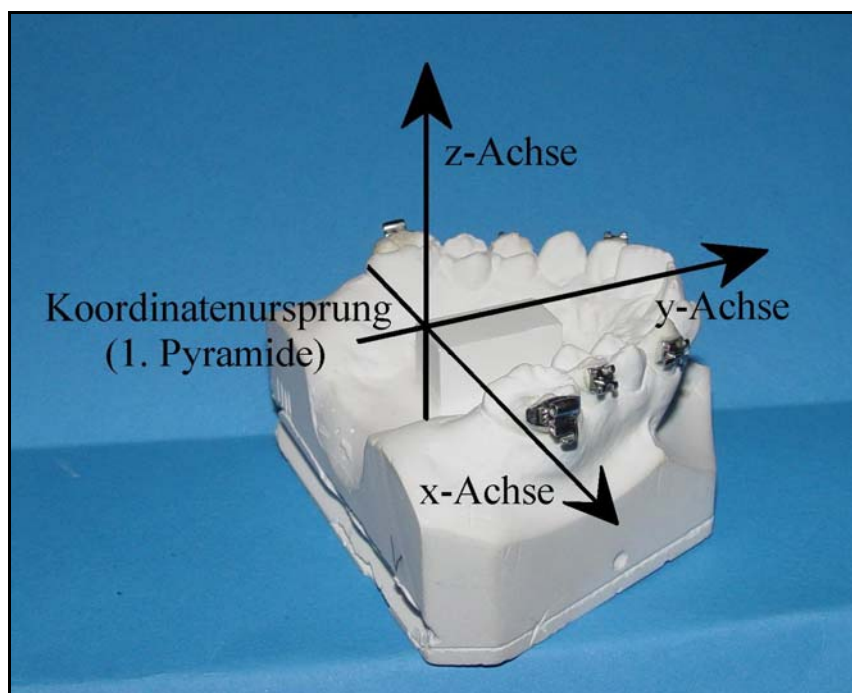


Abb. 9: Darstellung des dreidimensionalen Koordinatensystems (vgl. Abb. 8). Die Spitze der 1. Pyramide definiert den Nullpunkt, die Gerade zwischen den Spitzen der 1. und der 2. Pyramide beschreibt die y-Achse. Die Computersoftware konstruiert die Abzisse (x-Achse) und die Applikate (z-Achse) durch den Nullpunkt (Spitze der 1. Pyramide) orthogonal zur Ordinate (y-Achse), (vgl. Kap. 4.5.).



Abb. 10: Zur Arretierung in der Einspannvorrichtung (vgl. Kap. 4.5.) wurden die Modelle mit 2 Einkerbungen (Pfeile) versehen.

Dieses Ursprungsmodell wurde 61-mal mit Silikongießmasse^f und Klasse-III-Gips^g dupliziert:

- 1 Modell zur Bestimmung der Methodenmessgenauigkeit (vgl. Kap. 5).
- 3 x 10 Ausgangsmodelle. Auf diese Modelle wurden die Brackets vor der Übertragung geklebt.
- 3 x 10 Patientenmodelle. Auf diese Modelle wurden die Brackets übertragen. Sie dienten als Patientenersatz.

Zum Duplieren des Ursprungsmodells wurden 6 Formen aus einer dünnfließenden Silikongießmasse^f hergestellt. Da alle Duplierformen unter identischen äußeren Einflüssen hergestellt wurden, ist davon auszugehen, dass alle Negativformen des einen Anfangsmodells nahezu identisch sind. Jede Duplierform wurde 12-mal mit unter Vakuum angerührtem Hartgips^g unter gleichen Bedingungen ausgegossen. Kleine Gipsbläschen wurden nicht entfernt, da aus einer Veränderung des Modells eine ungenaue Passung der Übertragungsschablonen resultieren kann.

4.2. Einteilung der Modellpaare

Die duplierten Modelle wurden zufällig in 2 Gruppen eingeteilt:

- Die Modelle, auf die die Brackets in Idealposition geklebt wurden, werden als „Ausgangsmodelle“ bezeichnet. Auf diesen Modellen wurden die Übertragungstrays hergestellt.
- Die zweite Gruppe von Modellen diente im Rahmen dieser In-vitro-Studie als Patientenersatz. Sie werden daher als „Patientenmodelle“ bezeichnet. Auf diese wurden die Brackets mittels der Trays übertragen und geklebt.

Jeder der 3 Übertragungsmethoden wurden 10 Ausgangs-Patientenmodell-Paare zugeordnet. Jedes Modellpaar wurde aus derselben Duplierform hergestellt.

4.3. Brackets

4.3.1. Bracketmarkierung

Für die Studie wurden Uni-Twin-Brackets^h und Convertible-Tube-Molarenattachmentsⁱ verwendet. Jedes Bracket/Röhrchen wurde mit 3 Messpunkten versehen. Die Messpunkte wurden so platziert, dass sie aus okklusaler Blickrichtung sichtbar waren. An den Frontzahn- und Prämolarenbrackets wurde jeweils ein Messpunkt am mesialen Bracketflügel, einer am distalen Bracketflügel und einer zwischen diesen beiden positioniert (Abb. 11). Die Röhrchen der Molarenbrackets wurden in adäquater Weise gekennzeichnet (Abb. 12). Wichtig hinsichtlich der Messpunktverteilung jedes einzelnen Brackets/Röhrchens war, dass nicht alle 3 Messpunkte auf der gleichen Linie lagen. Aus okklusaler und vestibulärer Blickrichtung wich der mittlere Punkt um etwa 0,5 mm von der Verbindungslinie zwischen dem mesialen und distalen Markierungspunkt ab. Die Markierungen wurden mit dem Punktschweißgerät master 3000^j hergestellt. Auf der Geräteskala wurden folgende Parameter eingestellt: Schweißzeit 40 ms, Schweißstufe 2 (Schweißenergie) und Schweißdruck 2 (beschreibt den mechanischen Federdruck, mit dem die Elektroden zusammengedrückt wurden). Dadurch entstanden runde etwa 0,1 mm große Markierungspunkte mit scharfer Abgrenzung.

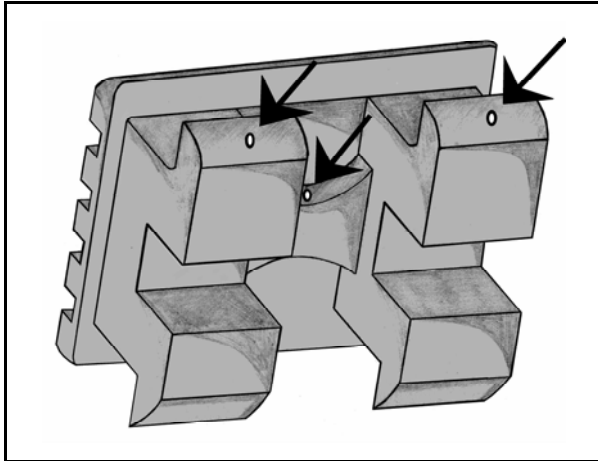


Abb. 11: Schematische Darstellung der Frontzahn- und Prämolarenbrackets mit 3 Markierungspunkten (Pfeile).

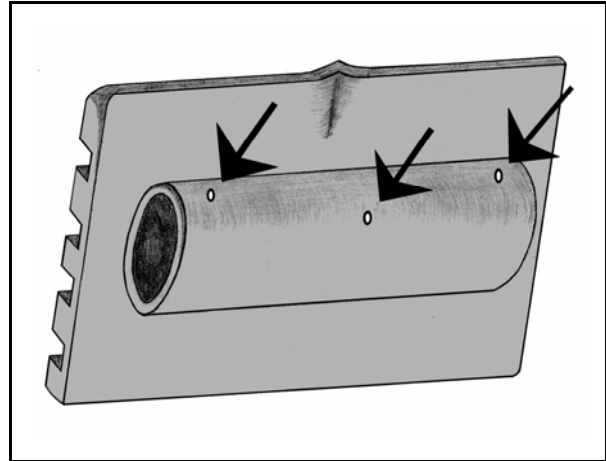


Abb. 12: Schematische Darstellung des Molarenattachments mit 3 Markierungspunkten (Pfeile).

4.3.2. Bracketfixierung

Jedes Modell wurde auf den Zähnen 11, 12, 14, 16, 23, 25, 26 mit einem Bracket versehen (Abb. 13).

Dazu wurden die Fazialachsen der zu beklebenden Zähne angezeichnet. Die Modelle wurden mit einem Pinsel isoliert^k und anschließend getrocknet.

Die Bracketflügel wurden so ausgerichtet, dass sie parallel zu dieser Achse verliefen. Die Bracketschlitze wurden in der Vertikalebene auf Höhe der von *Andrews* postulierten Mitte zwischen Gingiva und Schneidekante/Höckerspitze des jeweiligen Zahnes positioniert.

Zur Bracketbefestigung auf den Ausgangsmodellen wurde das Komposit Phase II^l verwendet. Es handelt sich um einen chemisch aushärtenden Zwei-Komponenten Kunststoff des Bis-GMA-Typs. Kleberüberschüsse wurden mit Hilfe einer zahnärztlichen Sonde vor der Polymerisation entfernt.

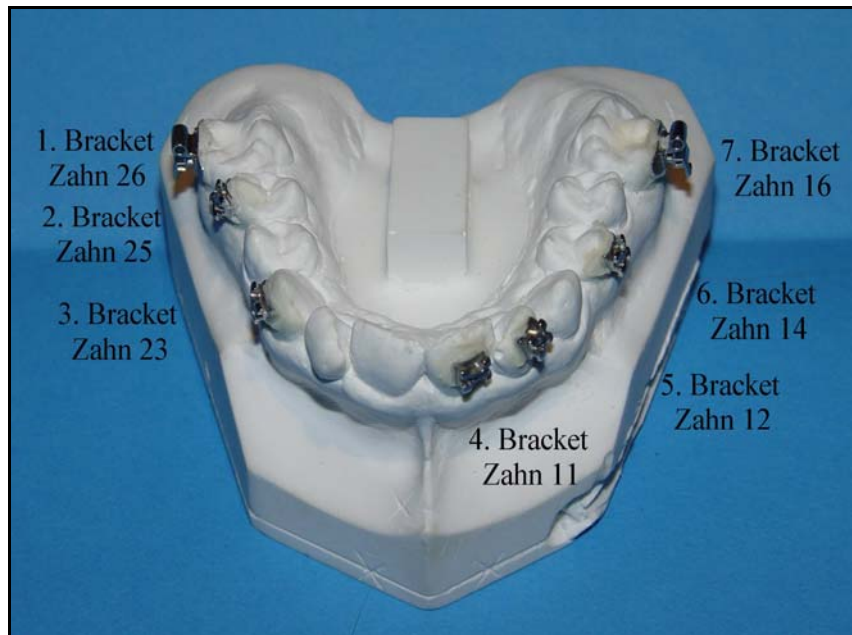


Abb. 13: Mit Brackets beklebtes Ausgangsmodell.

4.4. Herstellung der Schablonen und deren Übertragung

Die Brackets wurden mit Hilfe von Transfertrays von den Ausgangsmodellen auf die Patientenmodelle übertragen.

Je nach verwendetem Material wurden die zu untersuchenden Übertragungsmethoden in 3 Gruppen eingeteilt.

- Bracketübertragung mit den thermoplastischen Folien Copyplast 0,5 mm^a und Biocryl 2,0 mm^b.
- Bracketübertragung mit dem additionsvernetzenden Silikon Memosil^c.
- Bracketübertragung mit dem additionsvernetzenden Silikon Memosil^c und dem additionsvernetzenden Silikon Futar-D^d.

4.4.1. Thermoplastische Folien

Wie von *Jost-Brinkmann* et al. empfohlen, wurden die Übertragungsschablonen dieser Gruppe aus 2 Folien hergestellt⁴⁰. Verwendet wurden eine 0,5 mm dicke Copyplast-Folie^a und eine 2,0 mm dicke Biocryl-Folie^b (Abb. 14 a und b).

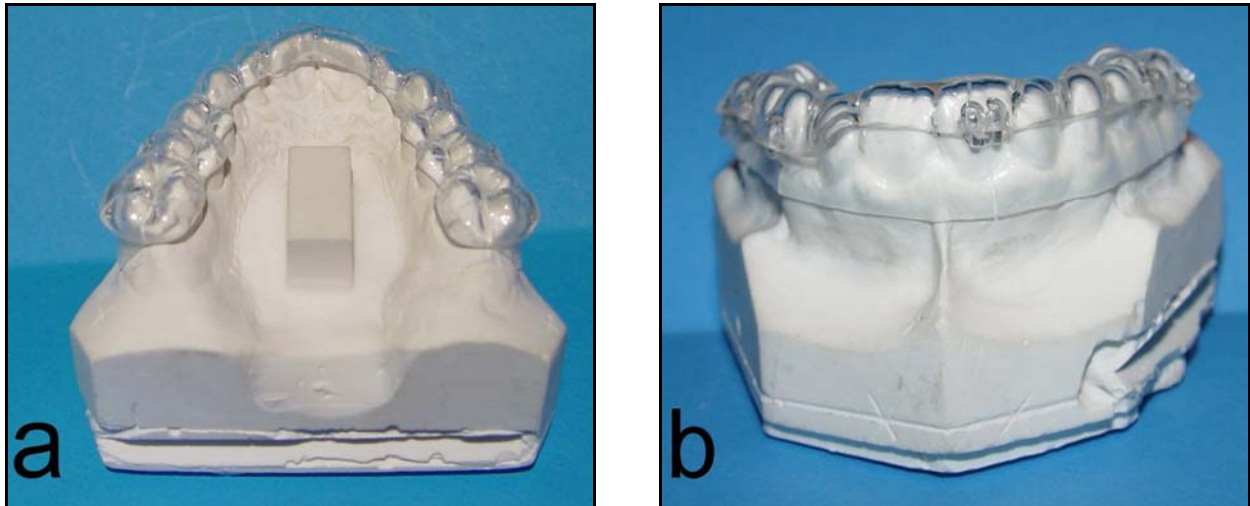


Abb. 14 a und b: Aus 2 thermoplastischen Folien bestehendes Tray. Bei den Folien handelte es sich um Copyplast 0,5 mm^a und Biocryl 2,0 mm^b. Diese Trays wurden nicht segmentiert.

a: Ansicht von disto-okklusal.

b: Ansicht von anterior.

Über die Ausgangsmodelle mit den auf ihnen klebenden Brackets wurde zunächst mit einem Druckformgerät (Biostar^m) eine 0,5 mm dicke Copyplast-Folie druckgeformt (Abb. 15). Diese Schiene umfasste die Brackets vollständig. Die Folie wurde, ohne die Folie/Brackets vom Modell zu nehmen, so beschnitten, dass sie palatinal im Bereich der Frontzähne 1,5 mm zervikal der Inzisalkante und im Seitenzahnbereich in der Längsfissur endete (Abb. 16).

Über die Copyplast-Folie wurde eine zweite Folie geformt: die 2,0 mm dicke Biocryl-Folie. Um die starre Biocryl-Folie nach dem Druckformen vom Modell entfernen zu können, wurden zuvor alle zervikal untersichgehenden Modellanteile mit einer gerollten Wachsstangeⁿ ausgeblockt. Das Wachs endete zervikal der Brackets (Abb. 17 und 18). Somit war sichergestellt, dass die 2,0 mm dicke Biocryl-Folie zervikal der Brackets nicht anlag. Nach dem Erkalten wurde die Biocryl-Folie vom Modell genommen.

Die dünne Copyplast-Folie wurde so beschnitten, dass sie 2 mm apikal des Zahnfleischsaumes endete. Anschließend wurde die Copyplast-Folie an jedem Bracket

und den Molarenröhrchen in okklusogingivaler Richtung eingeschnitten (Abb. 19). Dieser Schnitt sollte nach erfolgter Übertragung das Entfernen des Folientrays aus dem Mund beziehungsweise vom Patientenmodell erleichtern.

Die Biocryl-Folie wurde mit einer Fräse so geschliffen, dass sie die okklusale Hälfte der Brackets und die palatinalen Höcker fasste (Abb. 20). Dabei wurde darauf geachtet, dass die Biocryl-Folie der Copyplast-Folie spaltfrei anlag.

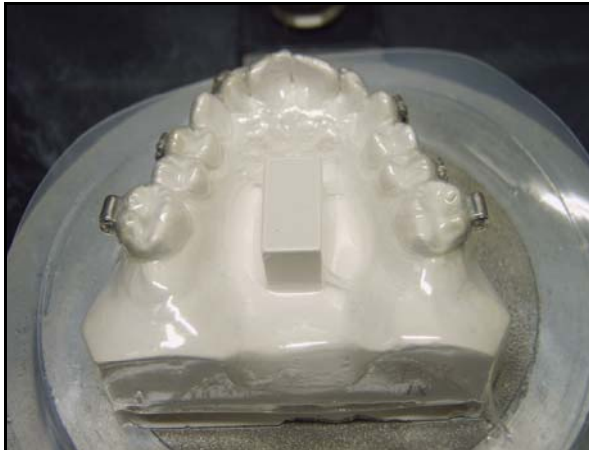


Abb. 15: Über das Ausgangsmodell und die Brackets wurde eine 0,5 mm dicke Copyplast-Folie druckgeformt.

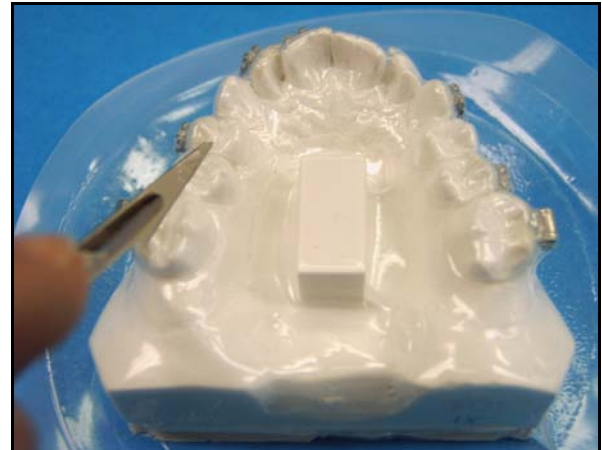


Abb. 16: Die 0,5 mm dicke Copyplast-Folie wurde mit einem Skalpell palatinal im Bereich der Frontzähne bis 1,5 mm zervikal der Inzisalkante und im Seitenzahnbereich durch einen Schnitt längs der Fissuren gekürzt.

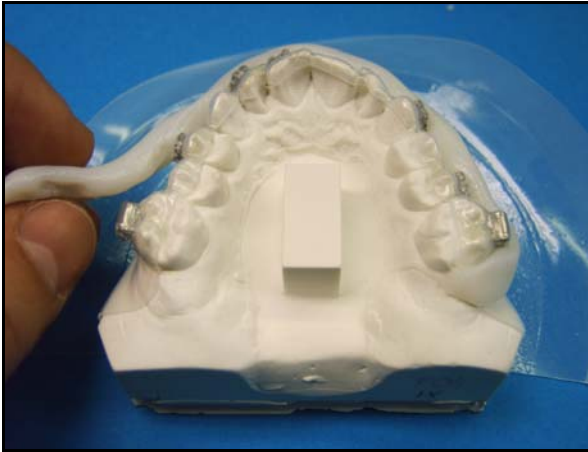


Abb. 17: Untersichgehende Bereiche wurden vor der Druckformung der 2,0 mm dicken Biocryl-Folie mit einer Wachsrolle ausgeblockt.



Abb. 18: Das Wachs klebt zervikal der Brackets. Dadurch konnte die 2,0 mm dicke Biocryl-Folie den zervikalen Anteil der Brackets nicht fassen und lag den Brackets von okklusal bis zum Schlitz straff an.



Abb. 19: Nach dem Druckformen und Entfernen der 2,0 mm dicken Biocryl-Folie wurde die 0,5 mm dicke Copyplast-Folie von der Mitte der Brackets nach zervikal mit einem Skalpell eingeschnitten, um das spätere Abnehmen im Mund zu erleichtern. Die 0,5 mm dicke Copyplast-Folie endete 2 mm apikal des Zahnfleischsaumes.



Abb. 20: Die 2,0 mm dicke Biocryl-Folie dehnte sich bis zur Mitte der Brackets aus.

Zum Schluss wurden die Übertragungsschablonen mit den gefassten Brackets von den Ausgangsmodellen entfernt. Hierzu wurden die Modelle 15 Minuten gewässert und am Modell fest haftende Brackets wurden vorsichtig mit einem Skalpell losgehoben. Die Bracketbasen wurden mit einem acetongetränkten Wattepellet gereinigt.

Vor der Übertragung wurde auf die Brackets das Bis-GMA-Komposit Excel^o aufgetragen. Die 0,5 mm dicke Copyplast-Folie wurde mit den fixierten Brackets auf das Patientenmodell übertragen. Sobald die Copyplast-Folie dem Modell spaltfrei anlag, wurde die Biocryl-Folie über der Copyplastschiene aufgesetzt. Durch okklusalen Druck wurde die Biocryl-Folie so lange fixiert, bis das Komposit ausgehärtet war. Danach wurden beide Folien vorsichtig entfernt.

4.4.2. Memosil

Die Übertragungstrays dieser Gruppe wurden wie von *Read et al.* beschrieben, aus dem Silikon-Bissregistrierungsmaterial Memosil[®] hergestellt⁶⁷. Die Memosiltrays wurden zwischen den Zähnen 11 und 21 geteilt (Abb. 21).



Abb. 21: Tray aus dem additionsvernetzenden Silikon-Bissregistrierungsmaterial Memosil[®]. Die Übertragungsschablonen dieses Typs wurden nach der Anfertigung zwischen den Zähnen 11 und 21 sagittal durchtrennt. Die beiden Teile wurden nacheinander quadrantenweise übertragen.

Herstellung:

Memosil[®] ist ein transparentes Silikon zur Bissregistrierung mit einer *Shore*-Härte von A 72 und mittlerer Viskosität.

Zervikal der Brackets wurde von Zahn 16 bis 26 eine etwa 3 mm dicke, gerollte Wachsstangeⁿ anmodelliert (Abb. 22). Das Wachs verhinderte, dass die zervikalen Bracketanteile vom Silikon umschlossen wurden. Dieser Schritt sollte das Abnehmen des Übertragungstrays von den Brackets am Patientenmodell erleichtern.

Anschließend wurde Memosil aus der Kartusche okklusal, vestibulär und palatinal der Zahnreihe aufgetragen (Abb. 23). Dabei wurde darauf geachtet, dass die okklusalen

und vestibulären Anteile jedes Brackets für eine sichere Fixierung in der Schablone vom Silikon gefasst wurden (Abb. 24).

Der palatinale Anteil des Memosiltrays trägt maßgeblich zur Stabilität der gesamten Übertragungsmaske bei. Die Materialdicke des Memosils betrug okklusal, vestibulär und palatinal 5 bis 10 mm.

Nach Aushärtung wurde das Tray zwischen den mesialen und distalen Flügeln der Brackets beziehungsweise in der Mitte der Molarenröhrchen mit einem Skalpell eingeschnitten. Der Schnitt erfolgte in okklusogingivaler Richtung von vestibulär nach palatinal bis zur Berührung der Brackets/Röhrchen.

Die Übertragungsschablone wurde zwischen den Zähnen 11 und 21 mit einem Skalpell durchtrennt.



Abb. 22: Durch die Modellation einer Wachsröle zervikal der Brackets wurde der Einschluss der zervikalen Bracketanteile durch das Silikon verhindert.

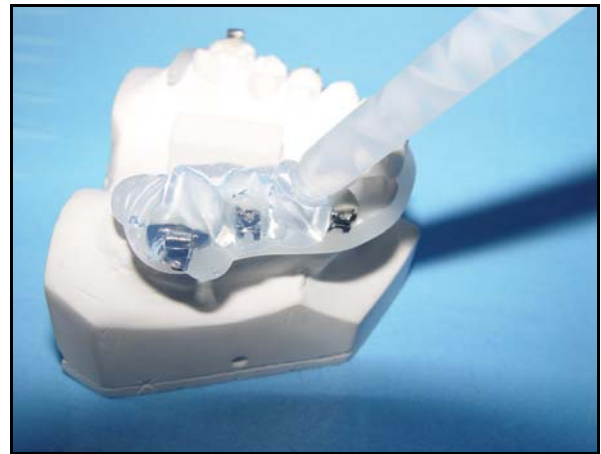


Abb. 23: Auftragen des Memosils aus einer selbstmischenden Kartusche.



Abb. 24: Ausdehnung des Silikons bis zu den zervikalen Bracketanteilen.

Zum Schluss wurden die Übertragungstrays mit den fixierten Brackets von den Ausgangsmodellen entfernt. Hierzu wurden die Modelle 15 Minuten gewässert und am Modell fest haftende Brackets wurden vorsichtig mit einem Skalpell losgehoben. Die Bracketbasen wurden mit einem acetongetränkten Wattepellet gereinigt.

Vor der Übertragung wurde auf die Brackets das Bis-GMA-Komposit Excel^o aufgetragen. Die Memosiltrayhälften wurden nacheinander quadrantenweise auf die Patientenmodelle übertragen. Durch okklusalen Druck wurden die Memosilhälften so lange fixiert, bis das Komposit ausgehärtet war. Danach wurden beide Silikontrayhälften vorsichtig entfernt.

4.4.3. Futar-D/Memosil

Die Übertragungsschablonen der dritten Gruppe wurden aus dem Silikon-Bissregistrierungsmaterial Memosil^c und dem Silikon-Bissregistrierungsmaterial Futar-D^d hergestellt. Die Trays wurden nicht segmentiert (Abb. 25 a und b).

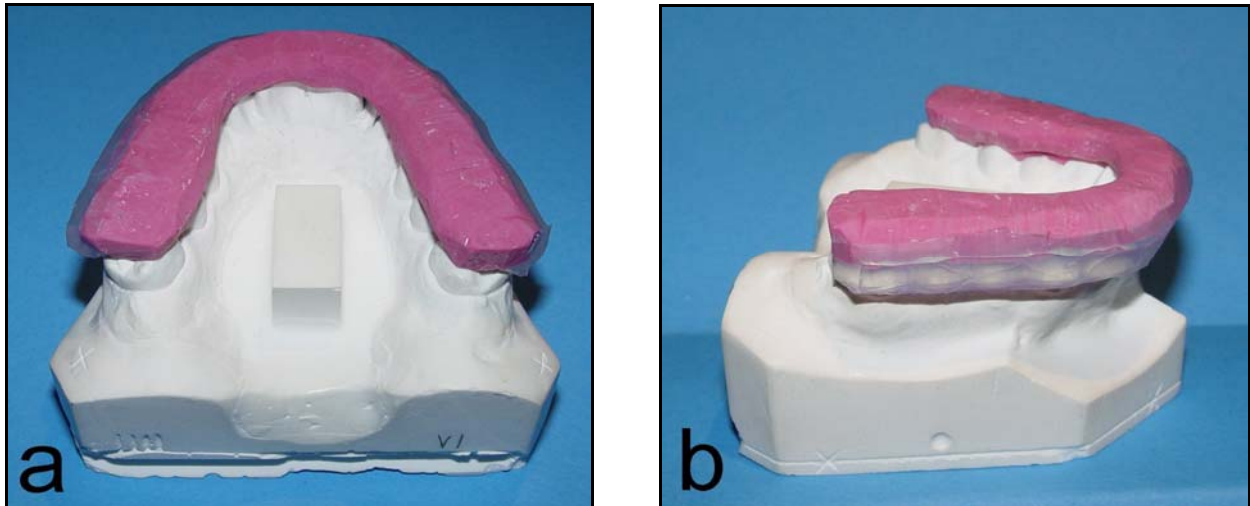


Abb. 25 a und b: Tray aus dem additionsvernetzenden Silikon Memosil und dem additionsvernetzenden Silikon Futar-D. Diese Schienen wurden nicht segmentiert und in einem Stück übertragen.

a: Ansicht von disto-okklusal.

b: Ansicht von vestibulär.

Herstellung:

Futar-D^d ist ein additionsvernetzendes Silikon zur Bissregistrierung. Die *Shore*-Härte ist mit $D > 43$ sehr hoch. Als Erstes wurde auf die Okklusalfächen der mit Brackets beklebten Ausgangsmodelle Futar-D mit einer Kartusche aufgetragen, ohne dass die Brackets gefasst wurden. Die Dicke des Futar-D betrug etwa 7 mm. Das Futar-D wurde nach dem Abbindevorgang mit einem Skalpell geglättet.

Im zweiten Schritt wurde wie bei der Trayherstellung aus reinem Memosil eine Wachsrolleⁿ an die zervikalen Bracketanteile anmodelliert. Anschließend wurde vestibulär bis zur okklusalen Futarschicht Memosil aufgetragen. Die koronalen und vestibulären Bracketanteile wurden vom Memosil gefasst (Abb. 26).

An den Brackets und Röhrchen wurde das Tray mit einem Skalpell eingeschnitten. Die Schnitfführung erfolgte in okklusogingivaler Richtung von vestibulär nach palatinal bis zur Berührung der Brackets/Röhrchen.

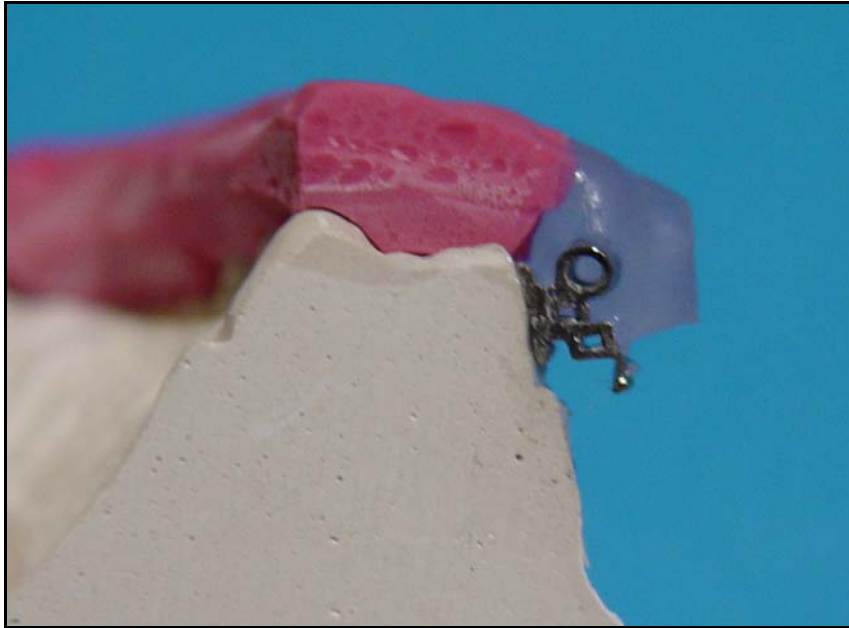


Abb. 26: Schnitt in orovestibulärer Richtung durch ein Gipsmodell mit Übertragungstray samt Bracket im Bereich des Zahnes 26. Das Futar-D bedeckt die okklusalen beziehungsweise inzisalen Flächen der Zähne. Die koronalen und vestibulären Anteile der Brackets werden nur von Memosil umschlossen.

Zum Schluss wurden die Übertragungsschablonen mit den fixierten Brackets von den Ausgangsmodellen entfernt. Hierzu wurden die Modelle 15 Minuten gewässert und am Modell fest haftende Brackets wurden vorsichtig mit einem Skalpell losgehoben. Die Bracketbasen wurden mit einem acetongetränkten Wattepellet gereinigt.

Vor der Übertragung wurde auf die Brackets das Bis-GMA-Komposit Excel[®] aufgetragen. Das Futar-D/Memosil-Tray wurde in einem Stück auf das Patientenmodell übertragen. Durch okklusalen Druck wurde die Schablone so lange fixiert, bis das Komposit ausgehärtet war. Danach wurde das Silikontray vorsichtig entfernt.

4.5. Versuchsaufbau nach *König*⁴⁸

Die Positionsbeschreibung der Brackets im Raum erfolgte mit Koordinaten. Grundlage ist das x-y-z-Koordinatensystem. Die Abzissenachse (x-Achse) beschreibt die Transversale, die Ordinatenachse (y-Achse) die Sagittale und die Applikate (z-Achse) die Vertikale (Abb. 9).

Das Vorzeichen für x, y, und z beschreibt beim kartesischen Koordinatensystem die Achsenseite, ausgehend vom Nullpunkt, auf der das Bracket positioniert ist:

- Positive x-Werte liegen auf der Abzissenachse vom Nullpunkt des Koordinatensystems (Spitze der 1. Pyramide) in Richtung zweiter Quadrant.
- Negative x-Werte befinden sich auf der Abzissenachse vom Nullpunkt des Koordinatensystems in Richtung erster Quadrant.
- Positive y-Werte liegen auf der Ordinatenachse vom Nullpunkt des Koordinatensystems in Richtung anterior.
- Negative y-Werte befinden sich auf der Ordinatenachse vom Nullpunkt des Koordinatensystems in Richtung posterior.
- Positive z-Werte liegen auf der Applikatenachse vom Nullpunkt des Koordinatensystems in Richtung inzisal/okklusal.
- Negative z-Werte befinden sich auf der Applikatenachse vom Nullpunkt des Koordinatensystems in Richtung zervikal.

Das Grundprinzip der Vermessungsmethode von *König*⁴⁸ besteht in einer rechnergestützten optischen Positionsbestimmung der Brackets in 2 unterschiedlichen Raumebenen, die einen bekannten Winkel zueinander bilden. In beiden Ebenen wird jeweils die Lage der Brackets in einem zweidimensionalen Koordinatensystem in x- und y-Richtung von einer konstanten Kameraposition^{p,q} aus bestimmt. Aus den beiden x-y-Koordinaten jedes Messpunktes und dem Winkel der Ebenen wird für jeden Messpunkt der vertikale Koordinatenwert (z-Wert) berechnet (Abb. 27 und 28, vgl. Kap. 4.6.).

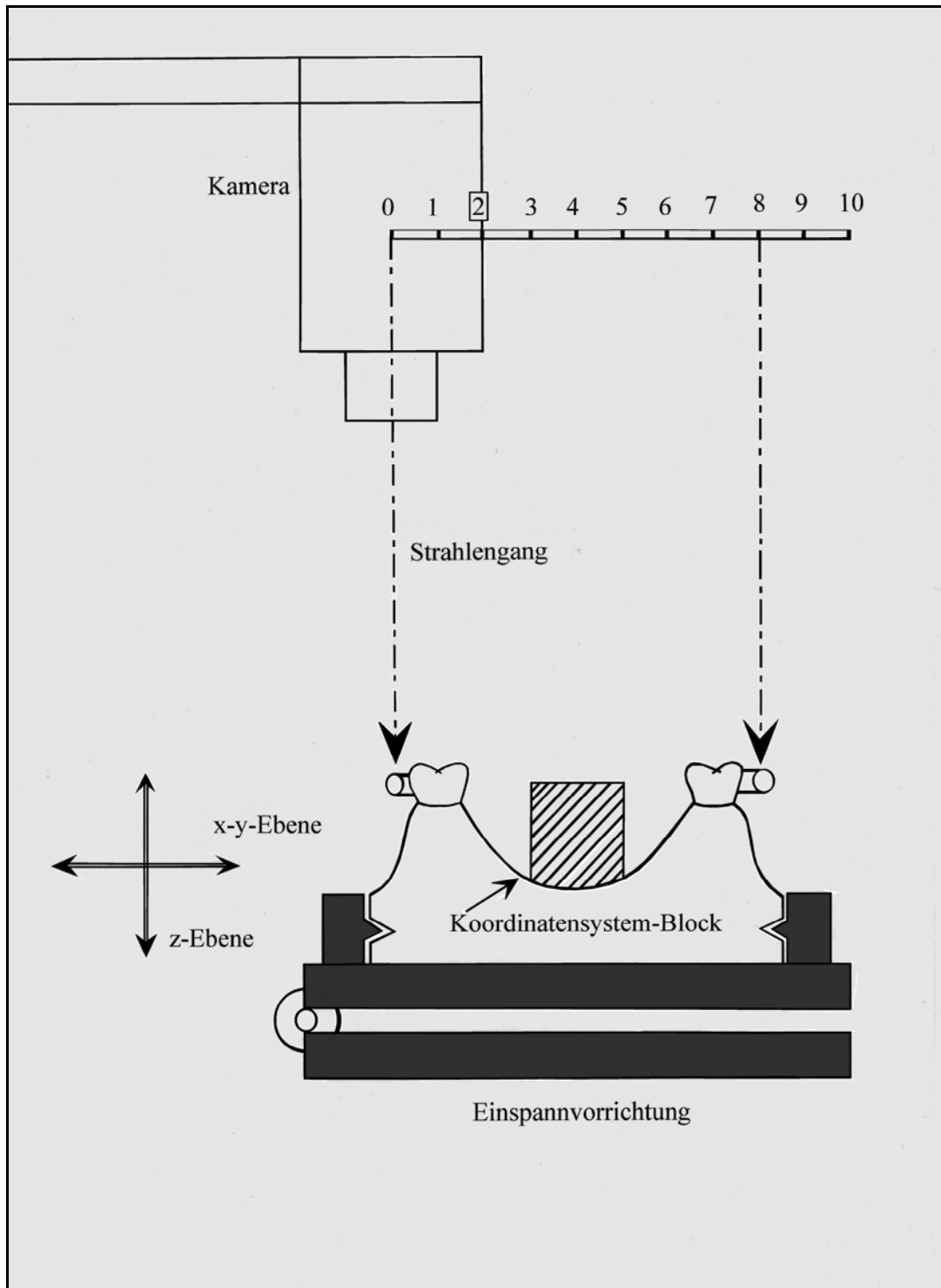


Abb. 27: Schematischer Versuchsaufbau zur Vermessung der Modelle in der x-y-Ebene.

Das Modell wird mit den Einkerbungen in der Einspannvorrichtung^r gefasst. Die Kameraposition^{p,q} ist konstant. Der Verschiebetisch^s samt eingespanntem Modell wird mittels schrittgesteuerter Mikromotoren^{t,u} unter der Kamera in die korrekte Vermessungsposition gefahren. Die Schrittgröße beträgt 2,5 μm .

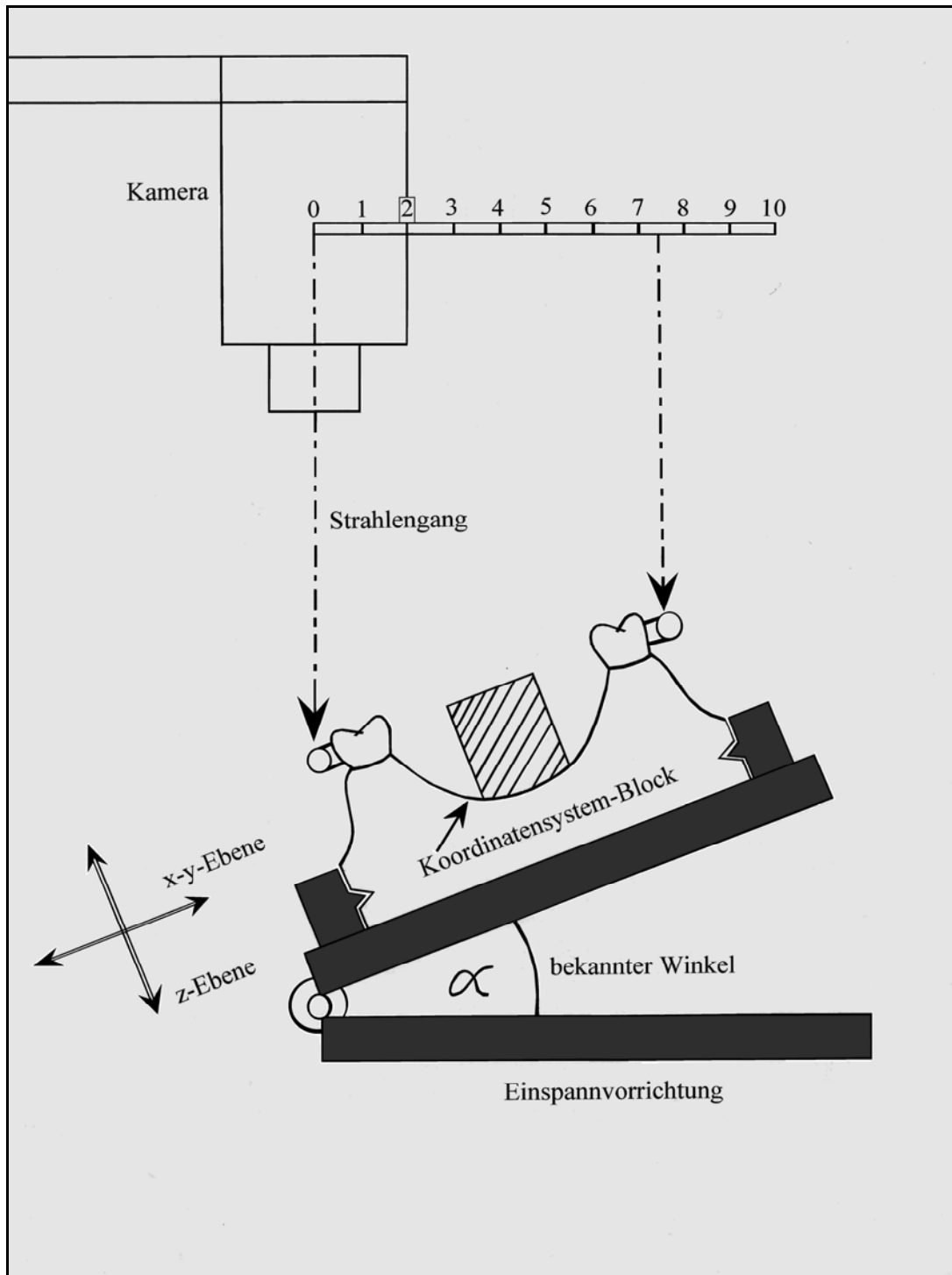


Abb. 28: Schematischer Versuchsaufbau zur Vermessung der Brackets in der zweiten Ebene. Das Modell wird samt Einspannvorrichtung^f um $\alpha = 34^\circ$ gekippt und von der konstanten Kameraposition^{p,q} erneut in x-y-Richtung vermessen. Die Brackets haben in gekippter Position kleinere transversale Koordinatenwerte als beim ungekippten Modell. Mit Hilfe der x-y-Koordinaten der Brackets in beiden Ebenen und dem bekannten Kippwinkel kann die vertikale Bracketposition (z-Richtung) berechnet werden (vgl. Kap. 4.6.).

Die Messeinrichtung besteht aus (Abb. 29 und 30):

- Einer CCD-Kamera^p und einem Mikroskop^q. Zusammen ermöglichen sie eine 200-fache Vergrößerung.
- Einspannvorrichtung für die Modelle^r.
- Kippvorrichtung für die Modelle und die Einspannvorrichtung^r.
- Einem schrittmotorgesteuerten Verschiebetisch^{s,t}.
- Einer Steuereinheit für die Verschiebetische (OWIS-Schrittmotor-Steuerung)^u.
- Computer^v und Software (König⁴⁸), die die Bracketlage berechnet und speichert.

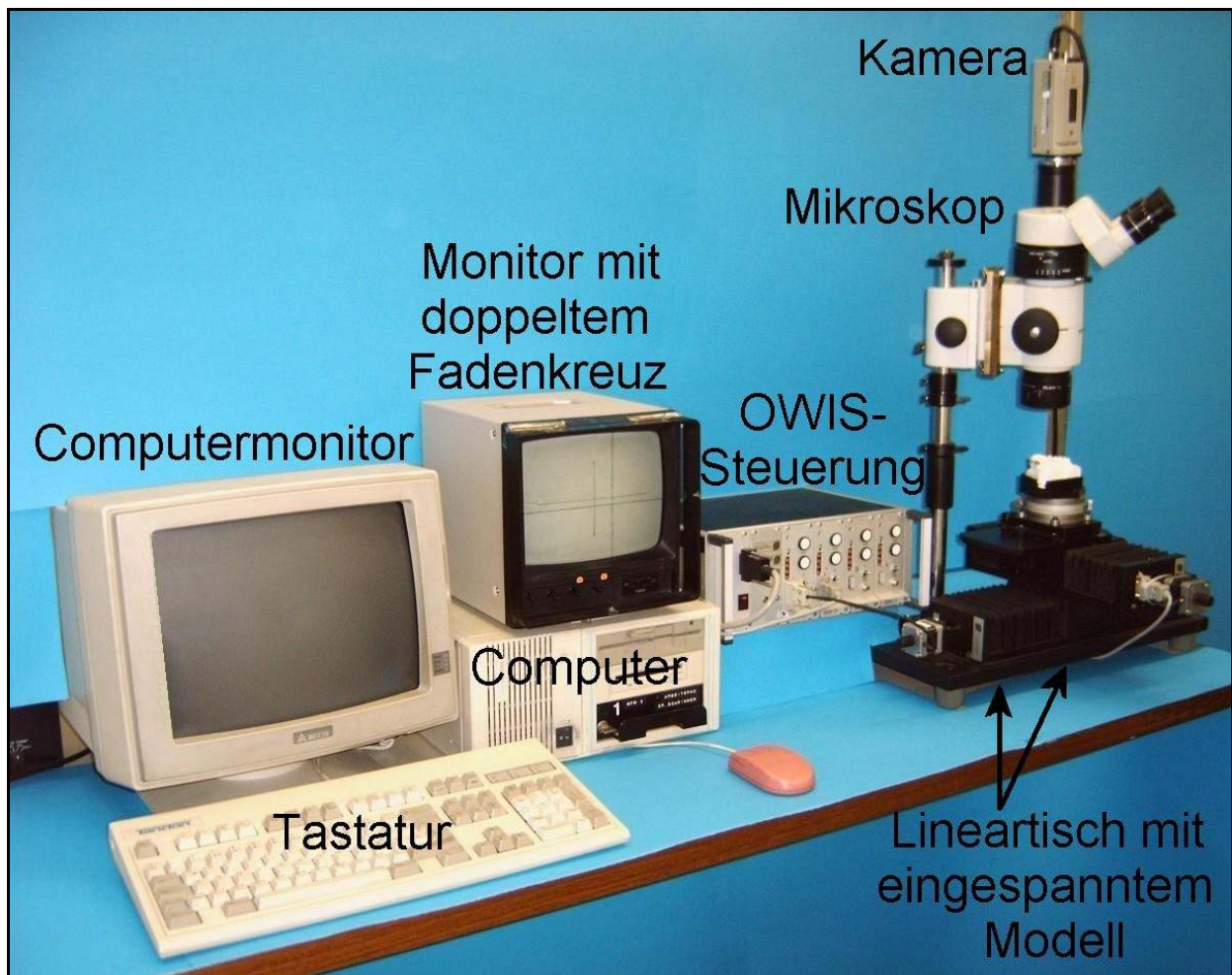


Abb. 29: Versuchsaufbau für die Vermessung der Bracketpositionen (aus 48).

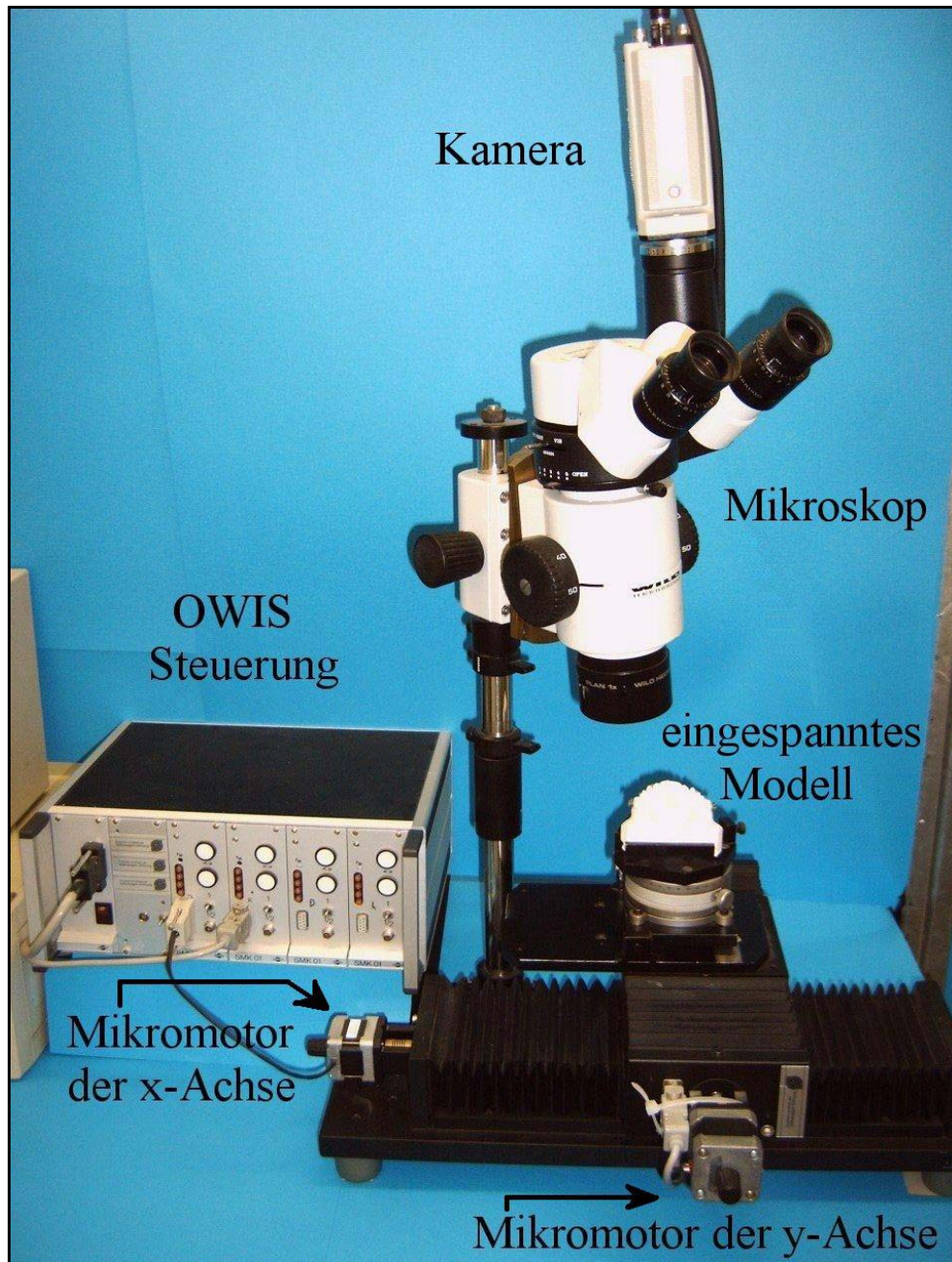


Abb. 30: Teil des Versuchsaufbaus aus Abbildung 29: Kamera mit Mikroskop^{p,q}, Einspann- und Kippvorrichtung mit dem zu vermessenden Modell^f, Verschiebetische^s mit den Mikromotoren^t, Mikromotorsteuerung (OWIS)^u (aus 48).

4.6. Vermessung

Für die Vermessung werden die Modelle in einer Einspannvorrichtung^f fixiert. Dadurch erhalten die Modelle während der Messzyklen eine unveränderbare Lage innerhalb der Modellhalterung (Abb. 31). Aus diesem Grund wurden die Modelle bei ihrer Herstellung mit Einkerbungen versehen (Abb. 10), die mit der Arretierung am Modelltisch harmonisieren. Mit Hilfe der Verschiebetische ist es möglich, das Modell samt der auf ihm klebenden Brackets in die korrekte Vermessungsposition zu fahren. Diese Funktion ermöglichen 2 Mikro-Elektro-Schrittmotoren^t, die die gesamte Einspannvorrichtung in x- und y-Richtung bewegen können (Abb. 30). Die Mikromotoren sind durch die OWIS-Schrittmotor-Steuerung^u direkt mit der Software nach *König*⁴⁸ verbunden. Durch eine vorherige Definition der Schrittweiten (2,5 µm) und das Zählen der Schritte beim Verfahren des Modells kann die Software jeder Messpunktposition genaue Koordinaten in x-y-Richtung zuordnen.

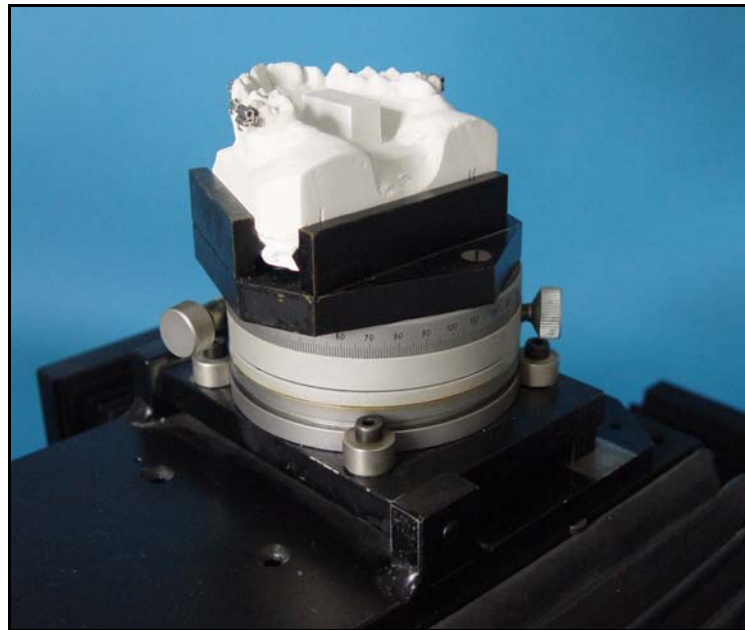


Abb. 31: Das Modell wird auf dem Modelltisch eingespannt. Die Einkerbungen des Modells passen in die Arretierung der Einspannvorrichtung (aus 48).

Nach dem Einspannen der Modelle wird zunächst das Koordinatensystem mit dem Nullpunkt festgelegt. Wie in Kapitel 4.1. beschrieben, sind alle Modelle mit einem palatinalen Quader versehen, dessen pyramidale Einstanzen das Koordinatensystem definieren. Über die Kamera^p und das Mikroskop^q mit seiner 200-fachen Vergrößerung wird als Erstes der Nullpunkt (Spitze der 1. Pyramide, vgl. Abb. 8) mit Hilfe der schrittgesteuerten Elektromotoren angefahren und die zugehörigen Einstellungen der Schrittmotoren werden abgespeichert. Um das Kamerabild stets aus derselben Richtung zu betrachten, ist der Bildschirm, auf dem das Videosignal gezeigt wird, zur Vermeidung von Parallaxefehlern mit 2 Fadenkreuzen versehen: ein Zielkreuz direkt auf dem Bildschirm und ein zweites Kreuz in etwa 7 cm Entfernung (Abb. 32 a und b). Die interessierende Modellregion wird stets in der Bildschirmmitte positioniert. Dabei wird so auf den Monitor geblickt, dass die Fadenkreuze kongruent übereinander liegen. Die Dicke der Fäden beträgt 0,2 mm.

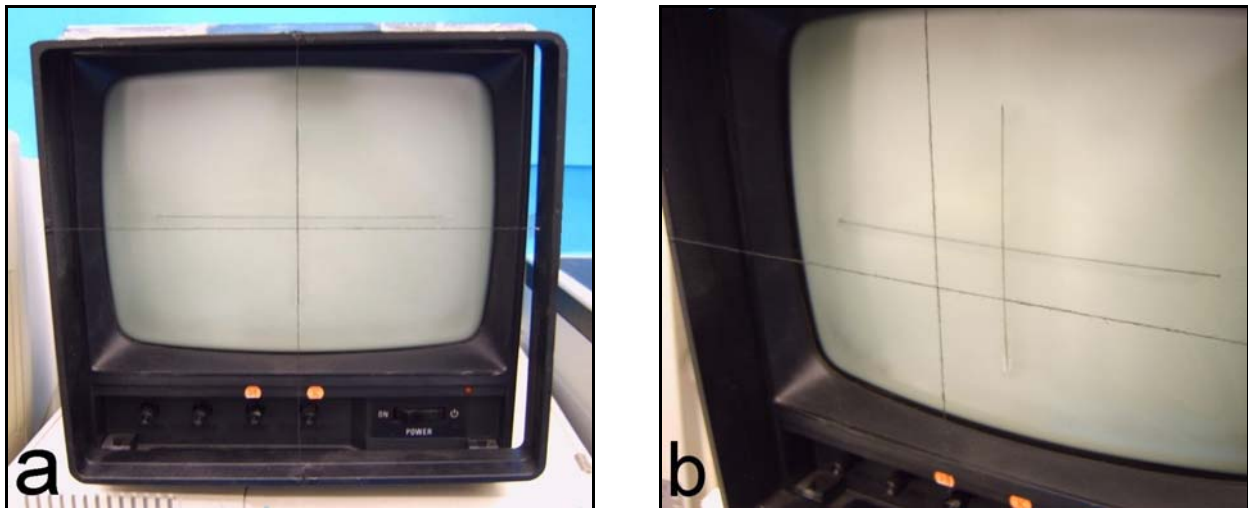


Abb. 32 a und b: Das Kamerabild der Messpunkte wird auf einen Monitor mit 2 Zielkreuzen übertragen. Das eine Fadenkreuz klebt auf dem Bildschirm, das zweite spannt in etwa 7 cm Entfernung auf dem Monitorrahmen. Die Blickrichtung auf den Monitor wird stets so gewählt, dass beide Kreuze übereinander liegen (aus 48).

a: Ansicht auf den Monitor von vorn.

b: Der schräge Blickwinkel auf den Monitor zeigt die zwei Zielkreuze.

Nach der Bestimmung des Nullpunktes wird der zweite Bezugspunkt (Spitze der 2. Pyramide) angefahren (vgl. Abb. 8). Durch die Verbindung der beiden Punkte wird die y-Achse definiert. Mit Hilfe des Nullpunktes des Koordinatensystems (Spitze der

1. Pyramide) und der Ordinate wird die Abzissen- und die Applikatenachse rechnerisch orthogonal durch den Nullpunkt konstruiert (vgl. Abb. 9).

Nach Definition des x-y-Koordinatensystems werden nacheinander die Positionen der markierten Bracketpunkte in dieser Ebene angesteuert und deren Koordinaten werden abgespeichert (vgl. Abb. 11, 12 und 13). Die Brackets werden in der Reihenfolge vermessen: Zahn 26, 25, 23, 11, 12, 14, 16. Dabei wird bei jedem Bracket im zweiten Quadranten zuerst der distale, danach der mittlere und zuletzt der mesiale Markierungspunkt angefahren. Im ersten Quadranten werden die Punkte in umgekehrter Reihenfolge angesteuert. Jeder Bracketpunkt setzt sich innerhalb dieses zweidimensionalen Koordinatensystems aus einem x- und einem y-Wert zusammen. Nachdem alle Bracketpunkte vermessen worden sind, wird die Einspannvorrichtung samt Modell um 34° gekippt (Abb. 33 a und b).

Um bei allen Modellen mit dem gleichen Kippwinkel zu arbeiten, wird ein Messingquader unter die Einspannvorrichtung gestellt (Abb. 33 b). Der Quader wird stets in der gleichen markierten Position eingesetzt, so dass der Kippwinkel konstant ist.

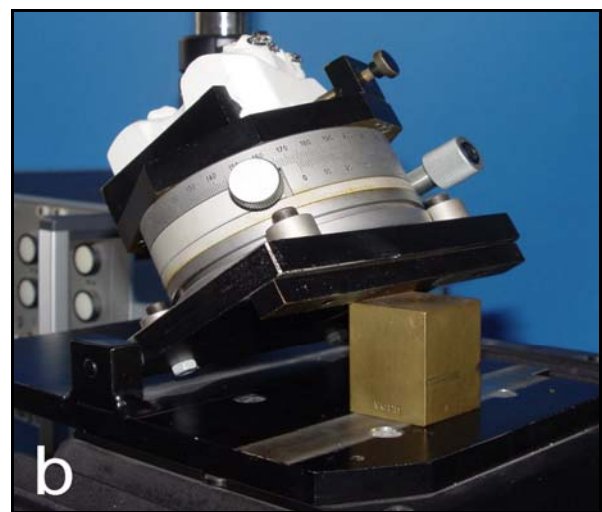


Abb. 33 a und b: Das Modell wird mit der Einspannvorrichtung für die Vermessung in der zweiten Ebene gekippt^f. Dabei wird ein Metallquader unter die Einspannvorrichtung gestellt, dessen genaue Position auf dem Modelltisch angezeichnet ist. Dadurch wird ein konstanter Kippwinkel von 34° erreicht (aus 48).

a: Ansicht auf die Kippachse.

b: Ansicht auf den Metallquader.

Am gekippten Modell wird nun das x-y-Koordinatensystem in der zweiten Raumebene durch die Pyramiden festgelegt (vgl. Abb. 27 und 28). Es werden erneut alle Brackets vermessen und deren Messpunkte werden wieder als x- und y-Werte gespeichert.

Das Grundprinzip der Berechnung der z-Werte beruht auf Trigonometrie. Dazu wird ein rechtwinkliges Dreieck konstruiert (rotes Dreieck in Abbildung 34).

Die Hypotenuse z beschreibt in diesem Dreieck die zu berechnende vertikale Position (z-Wert) des Brackets ausgehend von der x-y-Ebene des dreidimensionalen Koordinatensystems.

Die Gegenkathete beschreibt die Differenz aus b (x-Wert beim Schnittpunkt des Bracketlotes mit der x-y-Ebene beim gekippten Modell) und c (x-Wert des Brackets beim gekippten Modell).

Der Kippwinkel α des Modells ist mit 34° bekannt.

$$z = \frac{b - c}{\sin \alpha}$$

c kann in der gekippten Ebene gemessen werden (x-Wert beim gekippten Modell). b muss dann aus a (gemessener x-Wert beim nicht gekippten Modell) und α berechnet werden.

$$b = a * \cos \alpha$$

Die zusammengefasste Gleichung zur Berechnung des z-Wertes lautet:

$$z = \frac{(a * \cos \alpha) - c}{\sin \alpha}$$

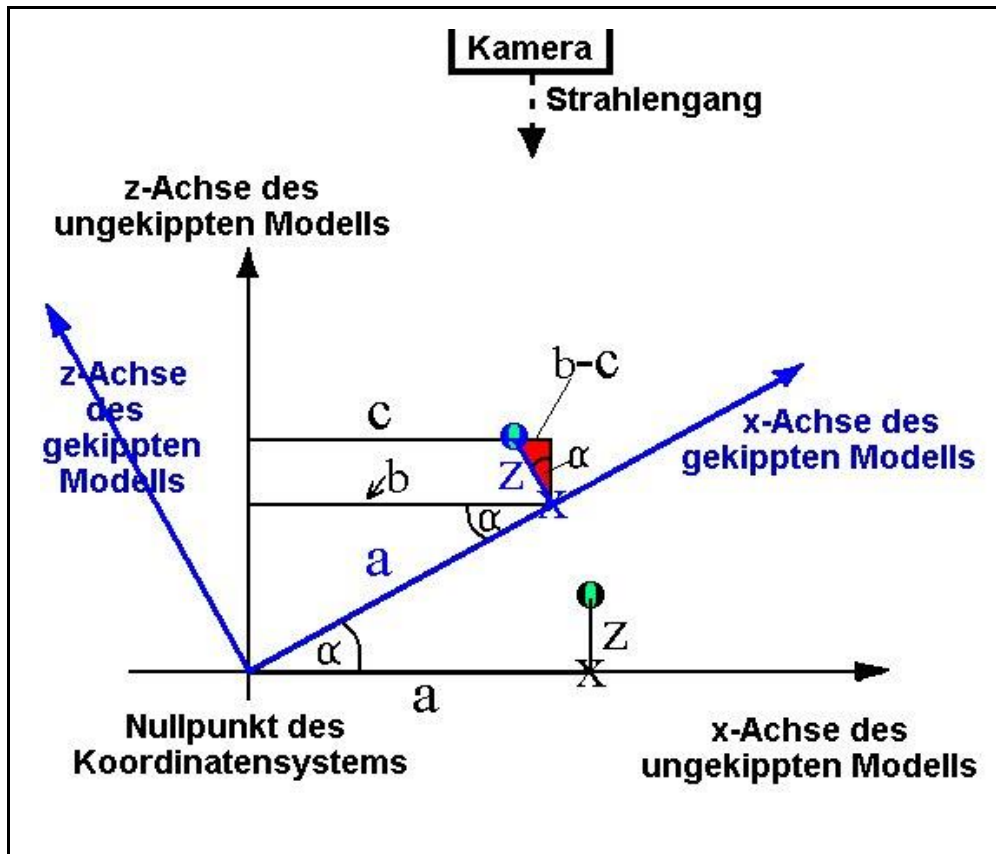


Abb. 34: Schematische Darstellung für die Berechnung des z-Wertes (vertikale Position des Messpunktes). In dieser Darstellung befindet sich das Bracket (grüner Punkt) nicht in der x-y-Ebene (z -Wert $\neq 0$). Das Modell beziehungsweise die Bracketmarkierung wird in 2 Raumdimensionen vermessen (dargestellt als schwarzes und blaues Koordinatensystem), die einen bekannten Winkel zueinander bilden (siehe Abb. 27 und 28), (aus 48).

o: Bracket-Messpunkt auf dem Modell (grün).

z: Vertikale Strecke zwischen dem Markierungspunkt und der x-y-Ebene (z-Wert).

x: Schnittpunkt des Lots vom Bracket-Messpunkt o mit der x-Achse.

a: Gemessene Strecke zwischen dem Bracket-Messpunkt und dem Nullpunkt des Koordinatensystems auf der x-Achse des ungekippten Modells.

c: Gemessene Strecke zwischen dem Bracket-Messpunkt und dem Nullpunkt des Koordinatensystems beim gekippten Modell (x-Wert des gekippten Modells).

b: Theoretisch gemessener x-Wert beim gekippten Modell wenn sich der Markierungspunkt des Brackets genau in der x-y-Ebene befinden würde (wenn $z = 0$).

α : Winkel zwischen den beiden Vermessungsebenen (schwarz und blau, $\alpha = 34^\circ$).

Nachdem alle Bracketmarkierungspunkte des Ausgangsmodells vermessen und jedem Punkt ein x-, y- und z-Wert zugeordnet worden ist, wird auf diesem Modell eine Übertragungsschablone hergestellt (Kap. 4.4.) und die Brackets werden mit Hilfe des Trays auf das Patientenmodell übertragen. Anschließend werden die Bracketpositionen auf dem Patientenmodell vermessen.

Die in der vorliegenden Studie ermittelten Positionswerte der Markierungspunkte wurden dem Statistikprogramm SPSS 12.0 zugeführt. Die Daten wurden mittels Floppy Disk elektronisch übertragen.

4.7. Bestimmung des Übertragungsfehlers

Der Übertragungsfehler in x-, y- und z-Richtung ergibt sich als Differenz zwischen den Positionen der Bracketmarkierungspunkte auf dem Ausgangs- und dem Patientenmodell.

Die Differenz der Vermessungswerte auf dem Patientenmodell (Ist-Wert) minus der Bracketpositionswerte auf dem Ausgangsmodell (Soll-Wert) wurde in jeder Raumebene ermittelt:

- Transversale (x-Achse), (Abb. 35).
- Sagittale (y-Achse), (Abb. 36).
- Vertikale (z-Achse), (Abb. 37).

Eine positive Differenz bedeutet, dass die Brackets durch die Übertragung in Koordinatenachsenrichtung verschoben sind.

Aus einer Bracketverlagerung entgegen der entsprechenden Koordinatenachsenrichtung resultiert ein negativer Differenzwert.

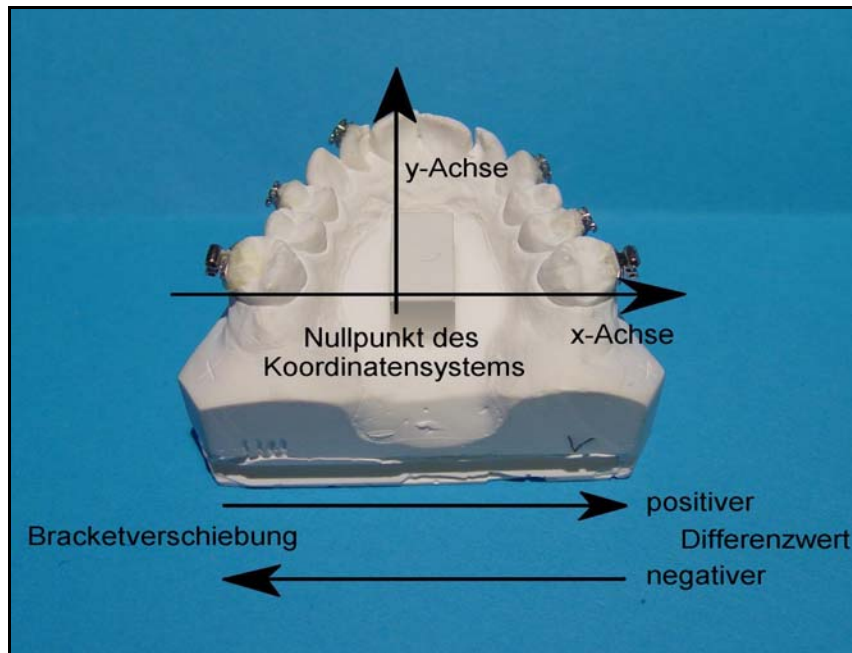


Abb. 35: Darstellung der Bracketverschiebung durch die Übertragung (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) in der Transversalen (x-Achse). Bracketabweichungen in Abzissenachsenrichtung haben ein positives Vorzeichen, Bracketabweichungen in entgegengesetzter Richtung ein negatives Vorzeichen.

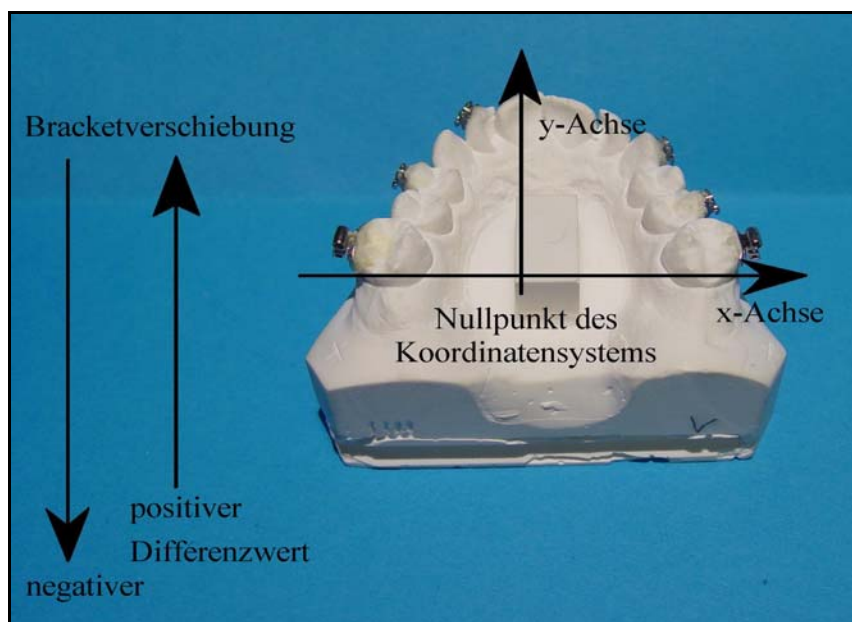


Abb. 36: Darstellung der Bracketverschiebung durch die Übertragung (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) in der Sagittalen (y-Achse). Bracketabweichungen in Ordinatenachsenrichtung (nach anterior) besitzen einen positiven Differenzwert, Bracketabweichungen in entgegengesetzter Richtung (nach posterior) weisen einen negativen Differenzwert auf.

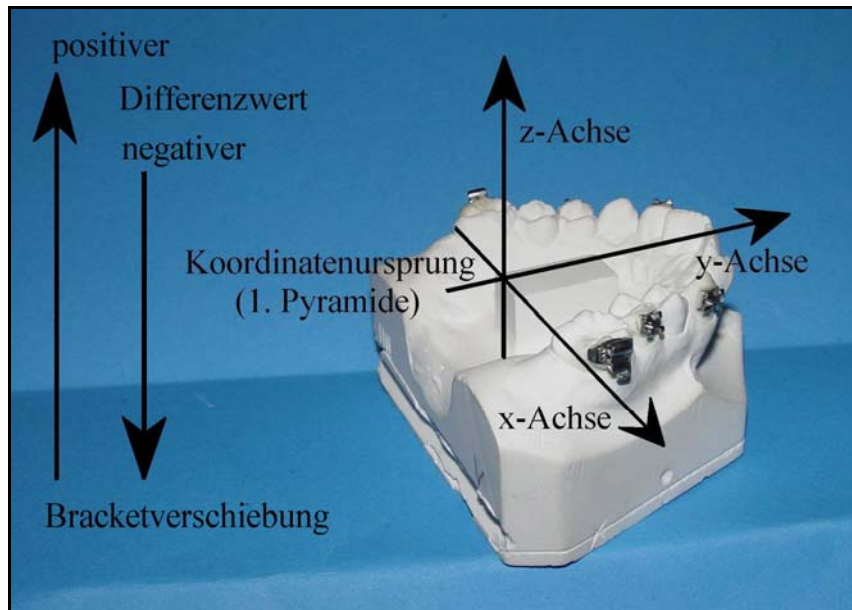


Abb. 37: Darstellung der Bracketverschiebung durch die Übertragung (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) in der Vertikalen (z-Achse). Bracketabweichungen in Applikatenachsenrichtung (nach inzisal/okklusal) haben einen positiven Differenzwert, Bracketabweichungen in entgegengesetzter Richtung (nach zervikal) besitzen einen negativen Differenzwert.

5. Vorversuche – Bestimmung des Messfehlers

Der Messfehler wurde durch Vermessung eines Modells in 10 Zyklen bestimmt. Die Größe der Abweichung zwischen den Vermessungen stellt den systembedingten Fehler dar.

Pro Zyklus erfolgte eine 5-malige Vermessung des Modells mit allen Brackets. Für jeden Bracketpunkt wurde aus den 5 Werten je Zyklus ein Mittelwert in x-, y- und z-Richtung gebildet.

Zwischen den Messzyklen wurde das Modell in der Einspannvorrichtung neu positioniert.

Aus den 10 Mittelwerten (Zyklen) pro Bracketpunkt und je Raumdimension wurden die maximale Abweichung und die Standardabweichung bestimmt. Für die Bestimmung des Maximalfehlers je Bracketmarkierungspunkt wurde die Differenz aus den am stärksten voneinander abweichenden Mittelwerten gebildet.

Der Maximalfehler der Vorversuche beträgt $\leq 0,053$ mm, die maximale Standardabweichung $\leq 0,015$ mm (Tab. 2). Die maximale Standardabweichung beschreibt den Markierungspunkt, der die größte Streuung der Messwerte beim Vorversuch aufwies.

Die größte Abweichung und die maximale Standardabweichung wurden in der Vertikalen ermittelt.

Raumdimension	x		y		z	
	Max. Fehler [mm]	SD des Fehlers (mm)	Max. Fehler [mm]	SD des Fehlers [mm]	Max. Fehler [mm]	SD des Fehlers [mm]
Zahn 26						
1. Messpunkt	0,017	0,005	0,040	0,014	0,048	0,015
2. Messpunkt	0,015	0,005	0,038	0,013	0,053	0,015
3. Messpunkt	0,015	0,005	0,037	0,013	0,043	0,013
Zahn 25						
1. Messpunkt	0,018	0,005	0,036	0,012	0,042	0,011
2. Messpunkt	0,012	0,005	0,033	0,012	0,043	0,013
3. Messpunkt	0,016	0,005	0,034	0,012	0,050	0,015
Zahn 23						
1. Messpunkt	0,019	0,007	0,036	0,012	0,044	0,013
2. Messpunkt	0,024	0,007	0,035	0,012	0,039	0,012
3. Messpunkt	0,022	0,008	0,036	0,013	0,034	0,010
Zahn 11						
1. Messpunkt	0,031	0,012	0,018	0,006	0,040	0,011
2. Messpunkt	0,033	0,013	0,018	0,006	0,032	0,012
3. Messpunkt	0,031	0,012	0,017	0,006	0,038	0,012
Zahn 12						
1. Messpunkt	0,032	0,012	0,016	0,005	0,039	0,014
2. Messpunkt	0,031	0,011	0,010	0,004	0,028	0,009
3. Messpunkt	0,028	0,010	0,017	0,006	0,028	0,009
Zahn 14						
1. Messpunkt	0,025	0,009	0,011	0,003	0,030	0,012
2. Messpunkt	0,020	0,008	0,013	0,004	0,033	0,013
3. Messpunkt	0,025	0,008	0,010	0,003	0,044	0,013
Zahn 16						
1. Messpunkt	0,014	0,005	0,018	0,006	0,050	0,013
2. Messpunkt	0,016	0,006	0,018	0,006	0,038	0,010
3. Messpunkt	0,013	0,004	0,018	0,006	0,030	0,010
Mittelwert	0,022	0,008	0,024	0,008	0,039	0,012

Tab. 2: Zur Bestimmung der Messgenauigkeit wurde 1 Modell in 10 Zyklen jeweils 5-mal vermessen. Aus den 5 Vermessungen je Zyklus wurde für jeden Bracketpunkt ein Mittelwert berechnet. Aus den 10 Mittelwerten wurde für jeden Bracketpunkt der Maximalfehler und die Standardabweichung bestimmt (aus 48).

SD = Standardabweichung.

6. Statistische Auswertung

6.1. Beschreibende Statistik

In der Studie wurden die Bracketübertragungsgenauigkeiten dreier Übertragungsmethoden untersucht. Differenzen zwischen den Positionen der Bracketmarkierungspunkte auf dem Patientenmodell (Ist-Wert) und dem Ausgangsmodell (Soll-Wert) sind Ausdruck einer falschen Bracketposition. Die Differenz Ist-Wert minus Soll-Wert ist eine wahre Differenz, deren Vorzeichen die Richtung der Abweichung und deren Zahlenwert den Ausprägungsgrad der Abweichung angibt. Zusätzlich wurden die absoluten Differenzen ermittelt. Die absolute Differenz lässt keinen Rückschluss über die Richtung der Abweichung, nur über den Ausprägungsgrad der Abweichung zu. Die absoluten Differenzen sind für die Berechnung von Mittelwerten wichtig, um zu vermeiden, dass sich Bracketabweichungen unterschiedlicher Richtung (positives und negatives Vorzeichen) gegeneinander aufheben.

Die Einheit der wahren und absoluten Differenzen ist Millimeter.

Die statistische Auswertung und die grafischen Darstellungen der Ergebnisse wurden mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS für Windows, Version 12.0, erstellt.

Zunächst wurden die Übertragungsfehler der einzelnen Übertragungsmethoden miteinander verglichen.

Dazu wurde für jede einzelne Übertragung die mittlere absolute Abweichung in x-, y- und z-Richtung ermittelt. Diese wurde als das arithmetische Mittel aus 21 absoluten Differenzen (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Agangsmodell von 7 Brackets mit 3 Messpunkten pro Bracket) bestimmt. Pro Methode wurden 10 Übertragungen vorgenommen.

Für die Berechnung der mittleren Fehler wurden ausschließlich absolute Werte herangezogen, um zu verhindern, dass sich die wahren Fehler unterschiedlichen Vorzeichens innerhalb einer Übertragung gegeneinander aufheben.

Zusätzlich wurde geprüft, ob sich die hier verglichenen Übertragungsmethoden bezüglich der Gleichmäßigkeit der Bracketübertragung unterscheiden.

Dabei wurden zunächst für jede Übertragung die wahren Abweichungen der Brackets (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) in x-, y- und z-Richtung ermittelt.

Zwischen benachbarten Brackets gibt es einen Bracketzwischenraum. Jedes Bracket besitzt einen Bracketmarkierungspunkt, der dem Zwischenraum angrenzt. Die wahre Abweichung des einen angrenzenden Bracketmarkierungspunktes wurde von der wahren Markierungspunktabweichung des benachbarten Brackets subtrahiert. Dieser Differenzwert wurde für die statistische Auswertung in einen absoluten Differenzwert umgewandelt.

Es bestanden 6 Bracketzwischenräume. Das ergab je Übertragung 6 absolute Differenzwerte benachbarter Brackets. Pro Methode wurden 10 Übertragungen vorgenommen.

Verglichen wurden die Übertragungsfehler benachbarter Brackets, die bei den 3 Übertragungsmethoden je Bracketzwischenraum entstanden.

6.2. Vergleichende Statistik

Für die Bestimmung eines statistisch signifikanten Unterschiedes zwischen den 3 Übertragungsmethoden wurden zunächst die Voraussetzungen für einen parametrischen Test geprüft. Der Test auf Homogenität der Gruppenvarianzen wurde mit dem klassischen *Levene*-Test (basierend auf dem Mittelwert), die Überprüfung der Normalverteilung der Werte in der Grundgesamtheit wurde durch den *Shapiro-Wilk*-Test durchgeführt.

Bei Erfüllung dieser Voraussetzungen wurde mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) ermittelt, ob zwischen den 3 Übertragungsmethoden ein signifikanter Unterschied existiert. Ergab dieser Globaltest einen statistisch signifikanten Unterschied, wurden mit Hilfe des Post-Hoc-Tests (*Scheffé*-Prozedur) alle möglichen Paare der Übertragungsmethoden auf statistische Signifikanz überprüft.

Bei Nichterfüllung der Voraussetzungen für einen parametrischen Test wurden die 3 Übertragungsmethoden mit dem nichtparametrischen *Kruskal-Wallis*-Test auf signifikante Unterschiede überprüft. Stellte der Globaltest einen signifikanten Unterschied fest, wurde mit Hilfe des *Mann-Whitney*-Tests ermittelt, welche der 3 Übertragungsmethoden sich signifikant unterschied.

Die Nullhypothese H_0 sagt aus, dass es zwischen den Übertragungsmethoden keinen Unterschied bezüglich der Übertragungsgenauigkeit der Brackets gibt. H_0 wird erst abgelehnt, wenn nur eine geringe Wahrscheinlichkeit dafür spricht, dass ein beobachteter Unterschied durch eine Zufallsauswahl zustande gekommen sein könnte.

Das Signifikanzniveau aller Tests wurde mit Ausnahme des *Mann-Whitney*-Tests mit 5 % (Irrtumswahrscheinlichkeit für den Fehler 1. Art $\alpha \leq 5 \%$) festgelegt. Ein Fehler 1. Art von $\alpha \leq 1 \%$ wurde als hochsignifikant eingestuft.

Beim *Mann-Whitney*-Test wurde eine α -Adjustierung nach *Bonferroni* vorgenommen. Aufgrund der 3 zu überprüfenden Übertragungsmethoden wurde das Signifikanzniveau mit $\alpha \leq 1,7 \%$ und für hochsignifikante Unterschiede mit $\alpha \leq 0,3 \%$ festgelegt.

7. Grafische Darstellung

Die wahren Übertragungsfehler jedes Bracketmarkierungspunktes wurden mit Hilfe von Liniendiagrammen dargestellt. Jeder Übertragung wurde eine Farbe zugeordnet. Jedes Bracket wurde durch 3 Messpunkte dargestellt. Die Übertragungsfehler wurden für jede der 3 Raumebenen dargestellt.

Durch die Liniendiagramme wurde die wahre Abweichung (Ist-Wert-Patientenmodell minus Sollwert-Ausgangsmodell) für jeden Bracketpunkt in Richtung und Größe dargestellt (Abb. 38 bis 46). Durch die Zuordnung einer Linienfarbe zu jeder Übertragung können die Abweichungen aller Brackets einer Übertragung im Zusammenhang ersehen werden. Mit Hilfe der 3 Raumebenen und den 3 Bracketmesspunkten werden Übertragungsfehler eines Brackets im Raum vorstellbar.

Der grafische Vergleich zwischen den Übertragungsmethoden wurde mit Box-Whisker-Plots dargestellt. Diese Grafiken wurden erstellt für:

- Die mittleren absoluten Übertragungsfehler (Aus den absoluten Abweichungen aller Markierungspunkte einer Übertragung wurde ein Mittelwert für jede Raumebene gebildet), (Abb. 47).
- Die absoluten Differenzen benachbarter Brackets (Die wahren Abweichungen am Bracketzwischenraum angrenzender Markierungspunkte wurden voneinander subtrahiert. In jeder Raumebene wurde aus dieser Differenz ein absoluter Wert gebildet), (Abb. 48 bis 50).

Diese Grafiken wurden für die x-, y- und z-Richtung erstellt.

Die Box-Whisker-Plots stellen einen Kasten, Ober- und Untergrenzen außerhalb des Kastens, einen Median, Ausreißer und Extremwerte dar:

- Der Kasten enthält 50 % des Wertebereiches. Die oberen und unteren 25 % der Messwerte werden dabei nicht berücksichtigt.
- Der Median wird innerhalb des Kastens durch eine horizontale Linie dargestellt.
- Die Ober- und Untergrenzen (whisker) beschreiben jeweils das 1,5-fache der Kastenlänge. Befindet sich an diesem theoretischen Wert kein Messwert, verschiebt sich die Ober-, Untergrenze zum nächst gelegenen Messwert in Richtung des Kastens.

- Ausreißer werden als Kreise dargestellt. Sie beschreiben die Messwerte, die um das 1,5- bis 3-fache der Kastenlänge von dem oberen oder unteren Kastenende abweichen.
- Extremwerte werden als Sterne dargestellt. Sie beschreiben die Messwerte, die um mehr als das 3-fache der Kastenlänge von dem Kastenende abweichen.
- Statistisch nachweisbare Unterschiede zwischen den Übertragungsmethoden wurden bei signifikanten Abweichungen mit einem Stern und bei hoch signifikanten Abweichungen mit zwei Sternen gekennzeichnet.

8. Ergebnisse

Die Differenzen zwischen den Positionen der Bracketmarkierungspunkte auf dem Patienten- und dem Ausgangsmodell stellen den Übertragungsfehler dar.

Der wahre Übertragungsfehler (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) ist für jede Raumebene (transversale x-Achse, sagittale y-Achse, vertikale z-Achse) in den Abbildungen 38 bis 46 dargestellt (Kap. 8.1.). Bei positiven Differenzwerten wurden die Markierungspunkte der Brackets in Koordinatenachsenrichtung verschoben, negative Differenzwerte bedeuten eine Abweichung entgegen der Koordinatenachsenrichtung (vgl. Abb. 35 bis 37).

Die Abbildungen 47 bis 50 (Box-Whisker-Plots) zeigen eine Gegenüberstellung der 3 Übertragungsmethoden hinsichtlich:

- Des mittleren absoluten Übertragungsfehler (Abb. 47, Kap. 8.2.).
- Der absoluten Differenzen benachbarter Brackets (Abb. 48 bis 50, Kap. 8.4.).

Signifikante Unterschiede zwischen den Übertragungsmethoden werden mit einem Stern, hochsignifikante Unterschiede mit zwei Sternen gekennzeichnet (vgl. Kap. 6 und 7).

Die Tabellen 3 und 4 zeigen die mittleren und maximalen Bracketabweichungen (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) und die mittleren Standardabweichungen vom Idealwert jeder Übertragungsmethode (Kap. 8.2. und 8.3.). Tabelle 5 zeigt die maximalen Bracketabweichungen und die mittleren Standardabweichungen zwischen benachbarten Brackets jeder Übertragungsmethode (Kap. 8.5.).

Die Tabellen 10 bis 12 im Anhang zeigen die Zahlenwerte des maximalen absoluten Übertragungsfehlers (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell), der absoluten Mittelwerte und der Standardabweichungen (aus den absoluten Bracketabweichungen) jedes Messpunktes pro Übertragungsmethode (10 Übertragungen je Methode).

Tabelle 13 im Anhang gibt Auskunft über die absolute Differenz benachbarter Bracketmarkierungspunkte hinsichtlich Maximalfehler, Mittelwerte und Standardabweichungen der 10 Übertragungen je Methode.

8.1. Darstellung der wahren Übertragungsfehler als Liniendiagramme

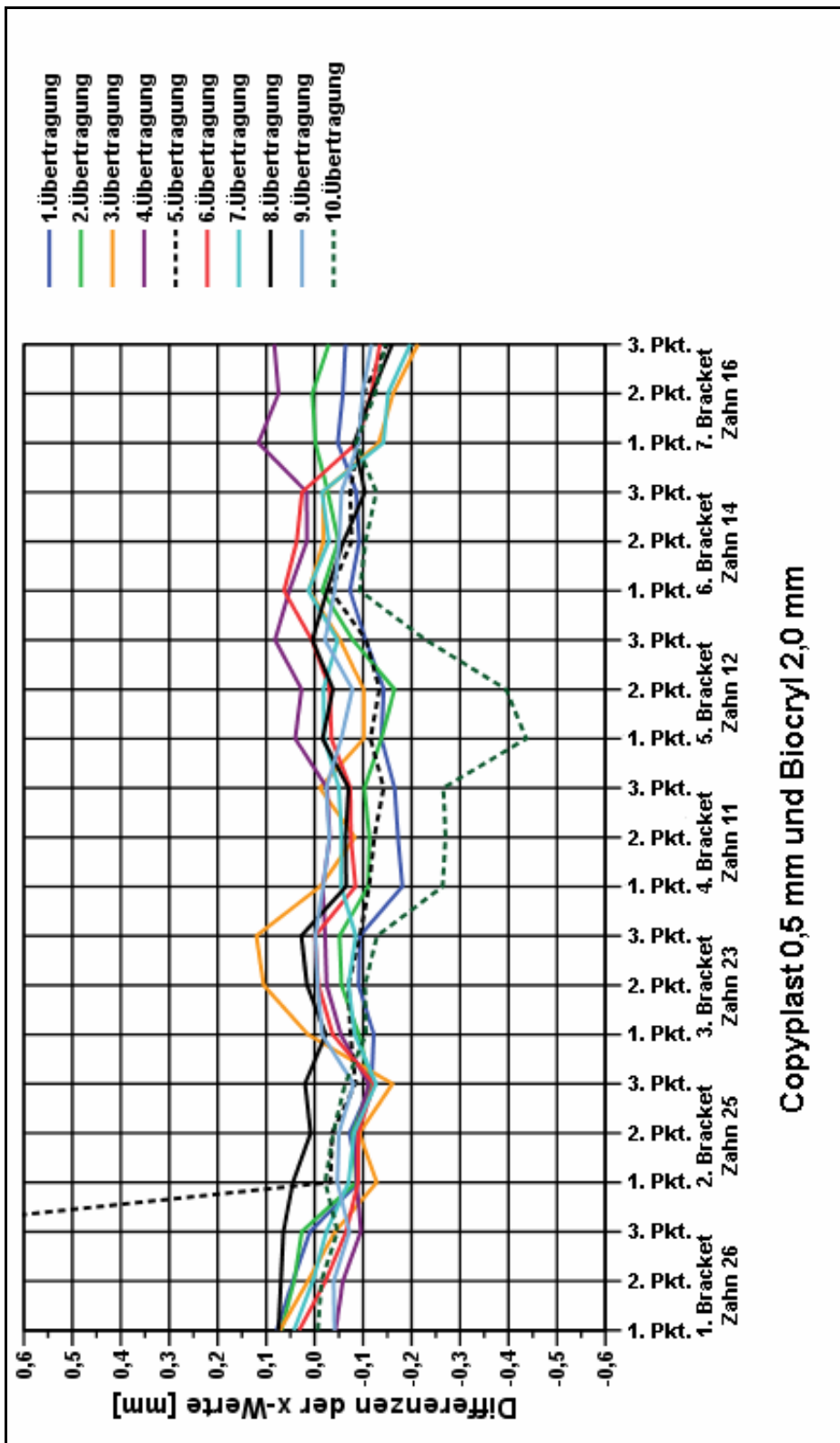


Abb. 38: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Copyplast 0,5 mm und Biocryl 2,0 mm auf der x-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Tansversalen in Koordinatenachsenrichtung, negative Differenzen entgegen der Koordinatenachsenrichtung (vgl. Abb. 35).

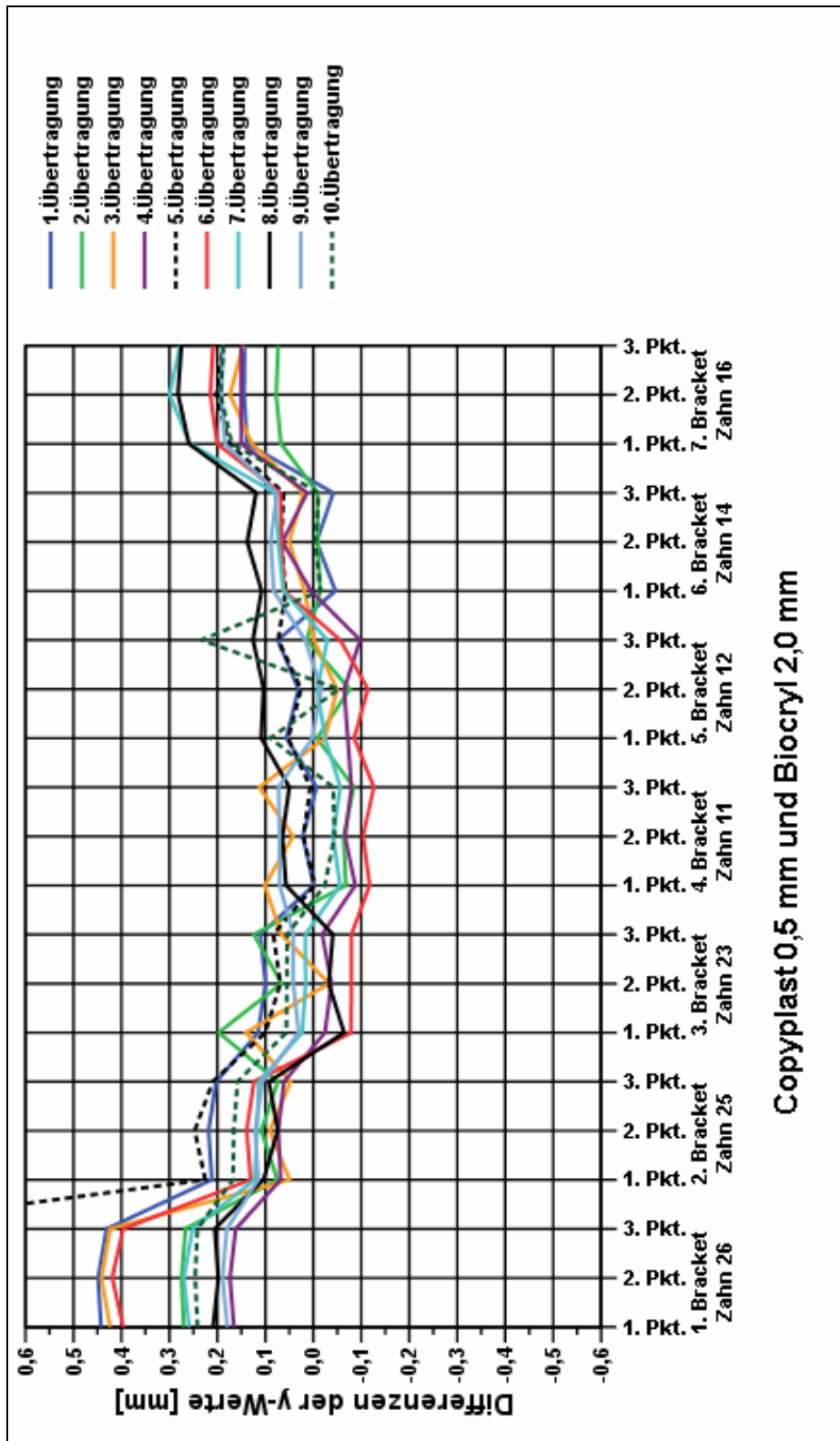


Abb. 39: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Copyplast 0,5 mm und Biocryl 2,0 mm auf der y-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Sagittalen nach anterior, negative nach posterior (Abb. 36).

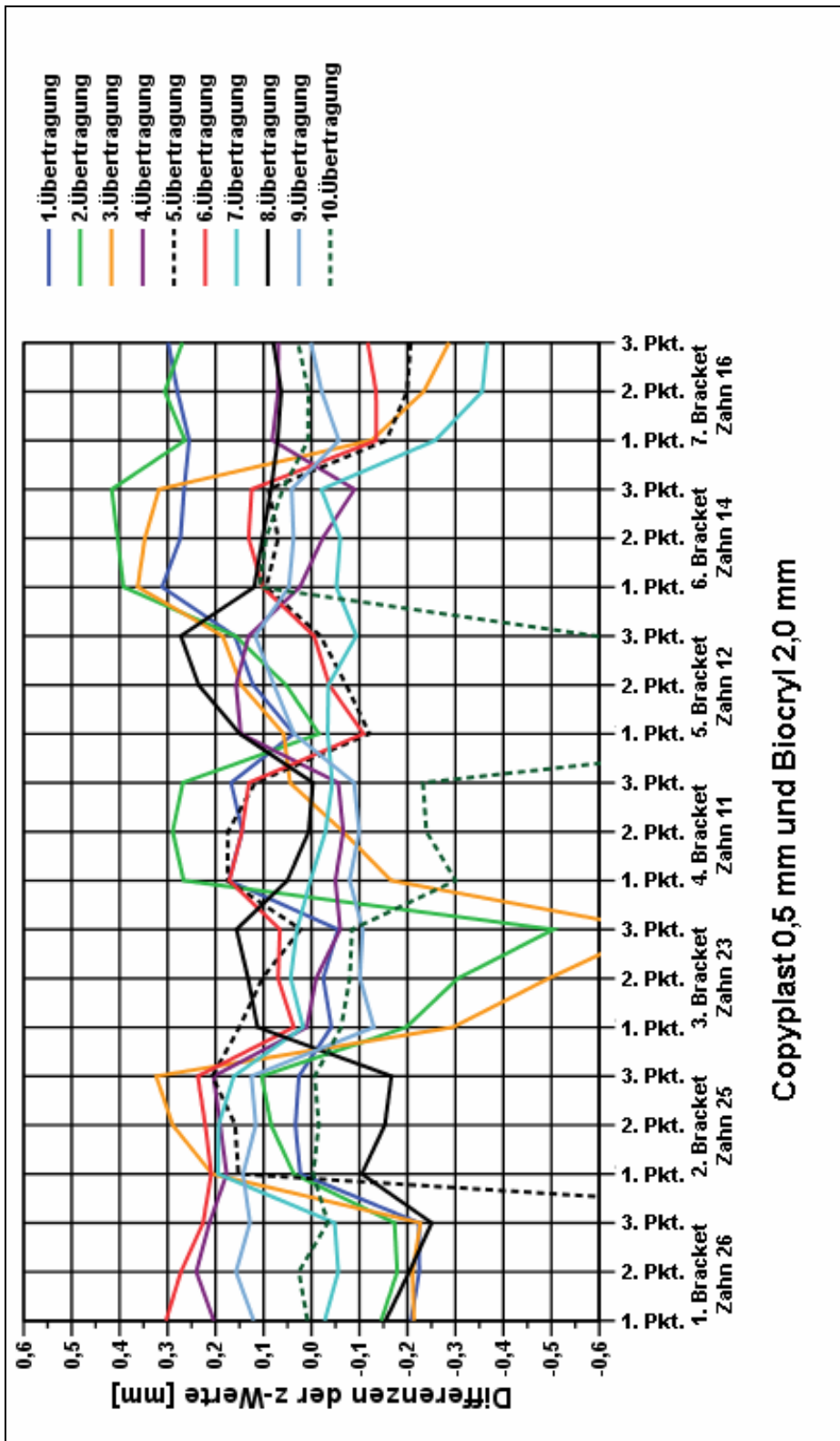


Abb. 40: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Copyplast 0,5 mm und Biocryl 2,0 mm auf der z-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Vertikalen nach inzisal/okklusal, negative nach zervikal (vgl. Abb. 37).

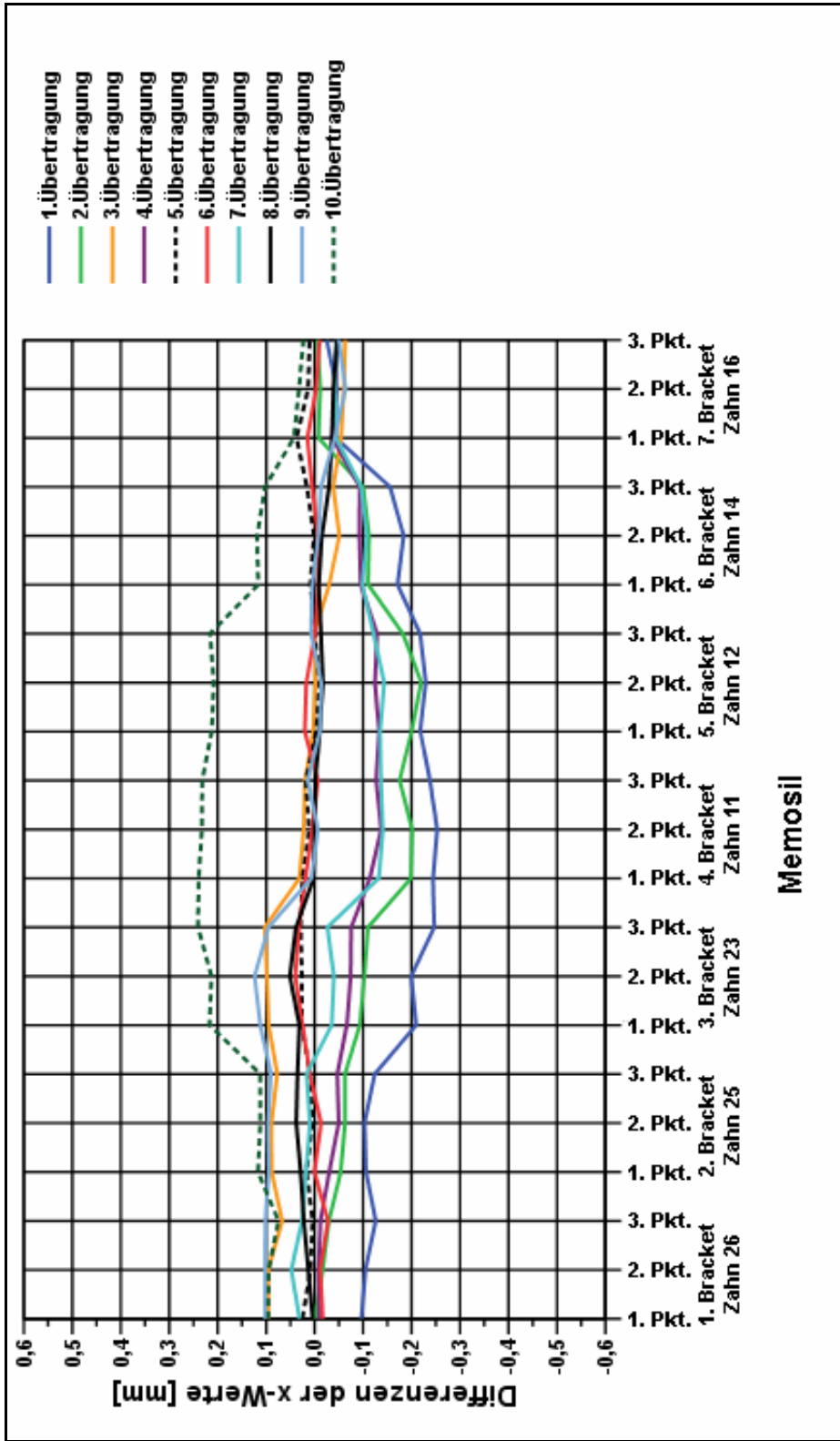


Abb. 41: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Memosil auf der x-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Transversalen in Koordinatenachsenrichtung, negative Differenzen entgegen der Koordinatenachsenrichtung (vgl. Abb. 35).

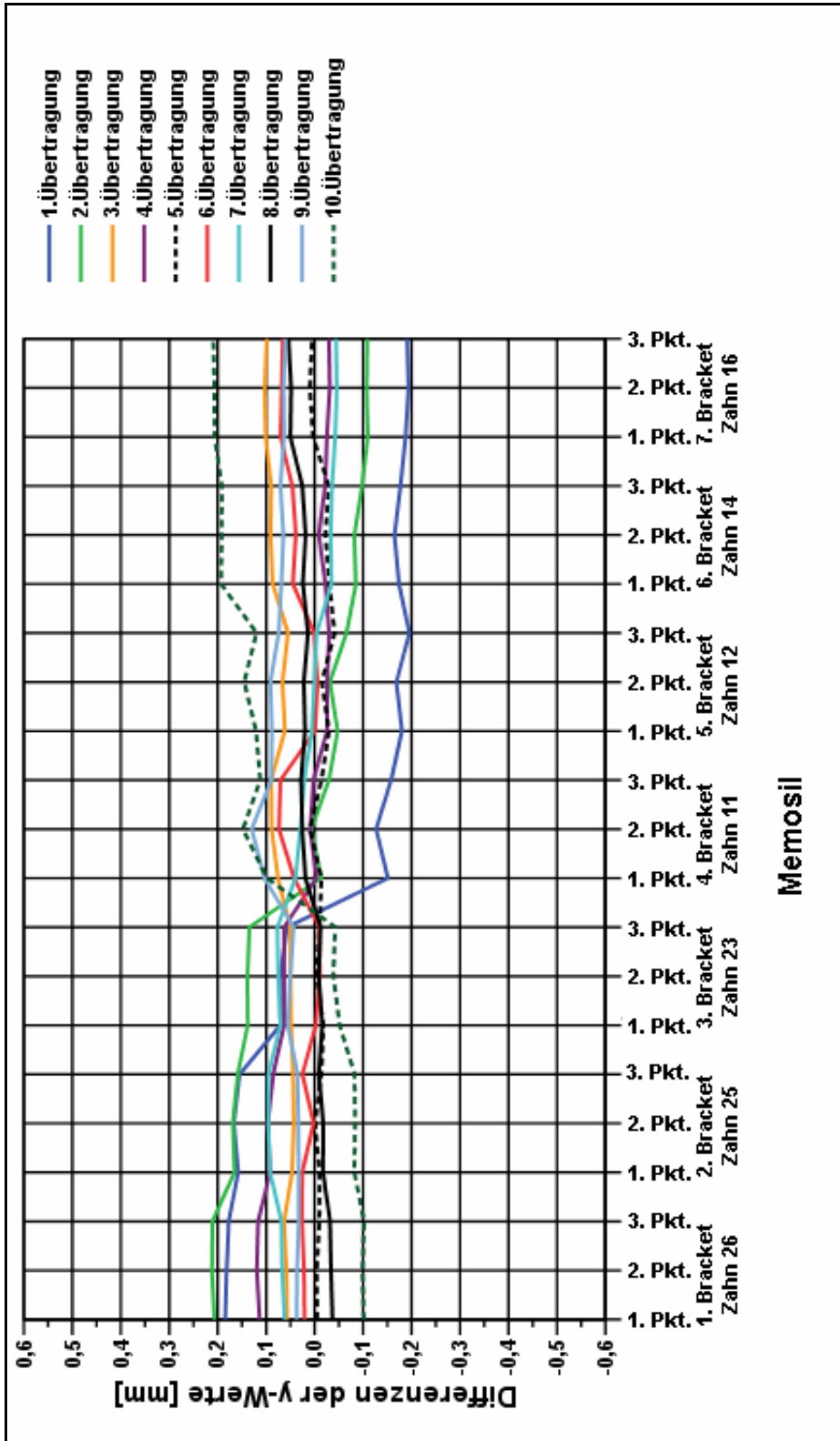


Abb. 42: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Memosil auf der y-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung in der Sagittalen nach anterior, negative nach posterior (vgl. Abb. 36).

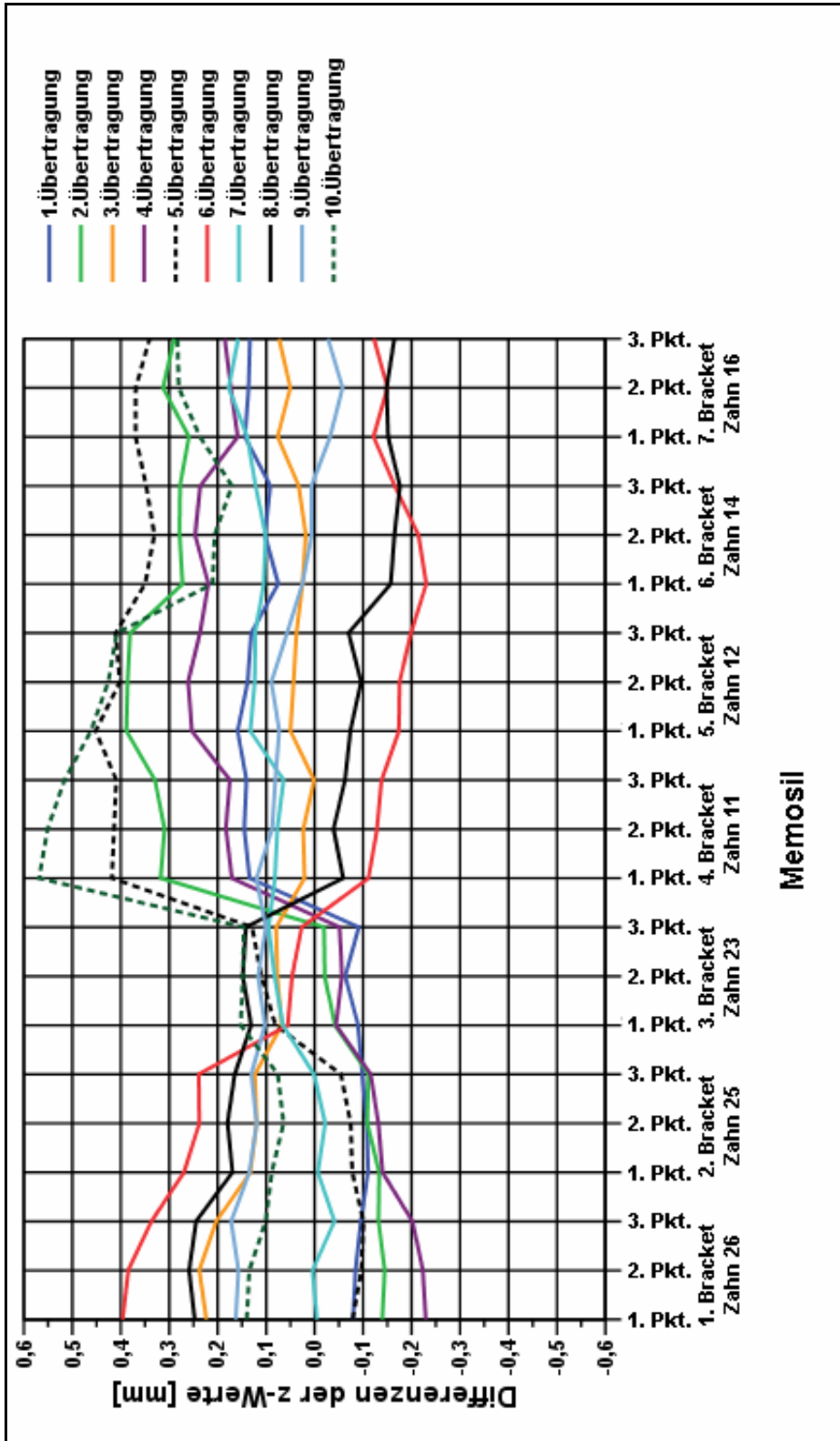


Abb. 43: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Memosil auf der z-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Vertikalen nach inzisal/okklusal, negative nach zervikal (vgl. Abb. 37).

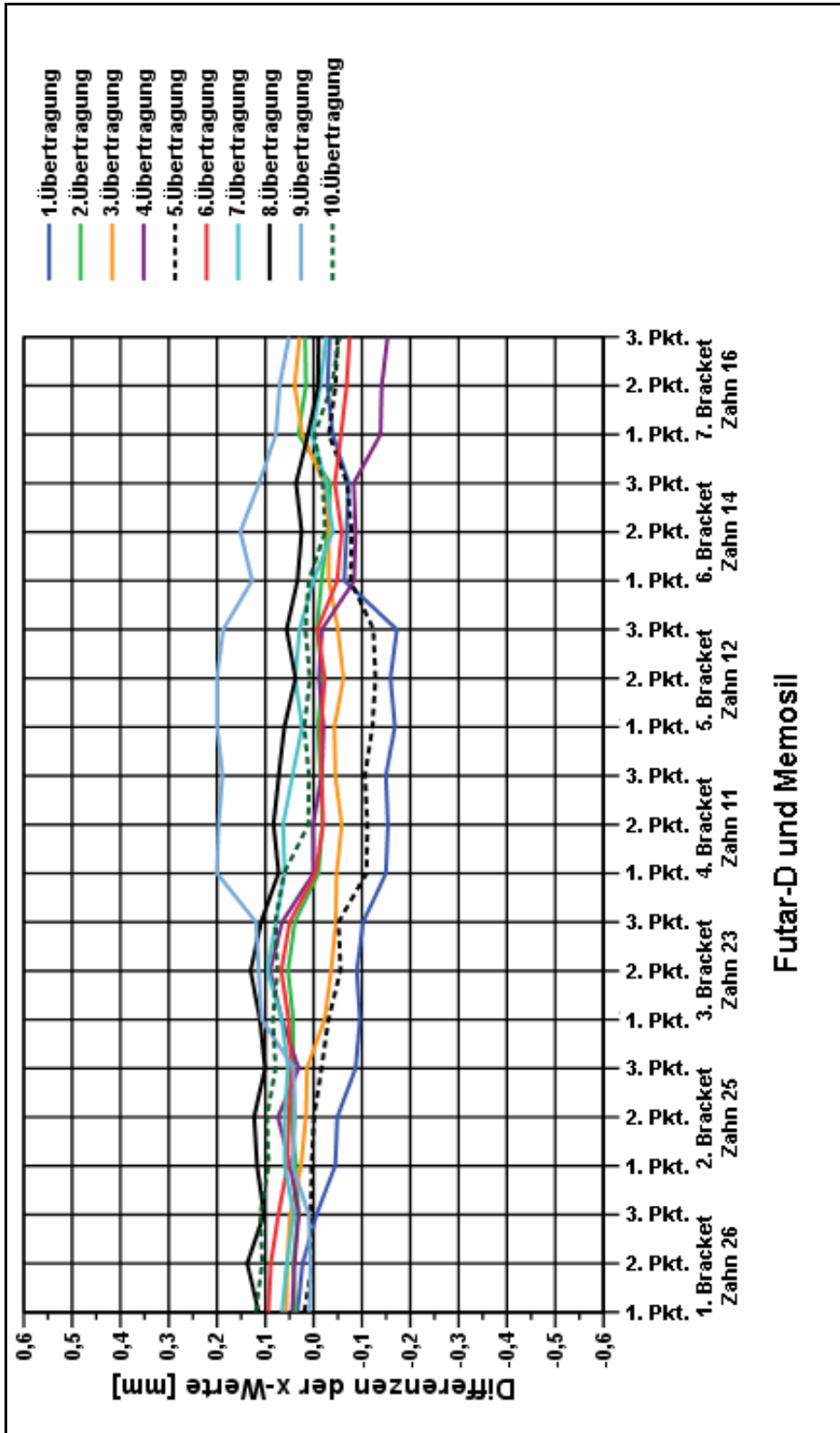


Abb. 44: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Futar-D und Memosil auf der x-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Transversalen in Koordinatenachsenrichtung, negative Differenzen entgegen der Koordinatenachsenrichtung (vgl. Abb. 35).

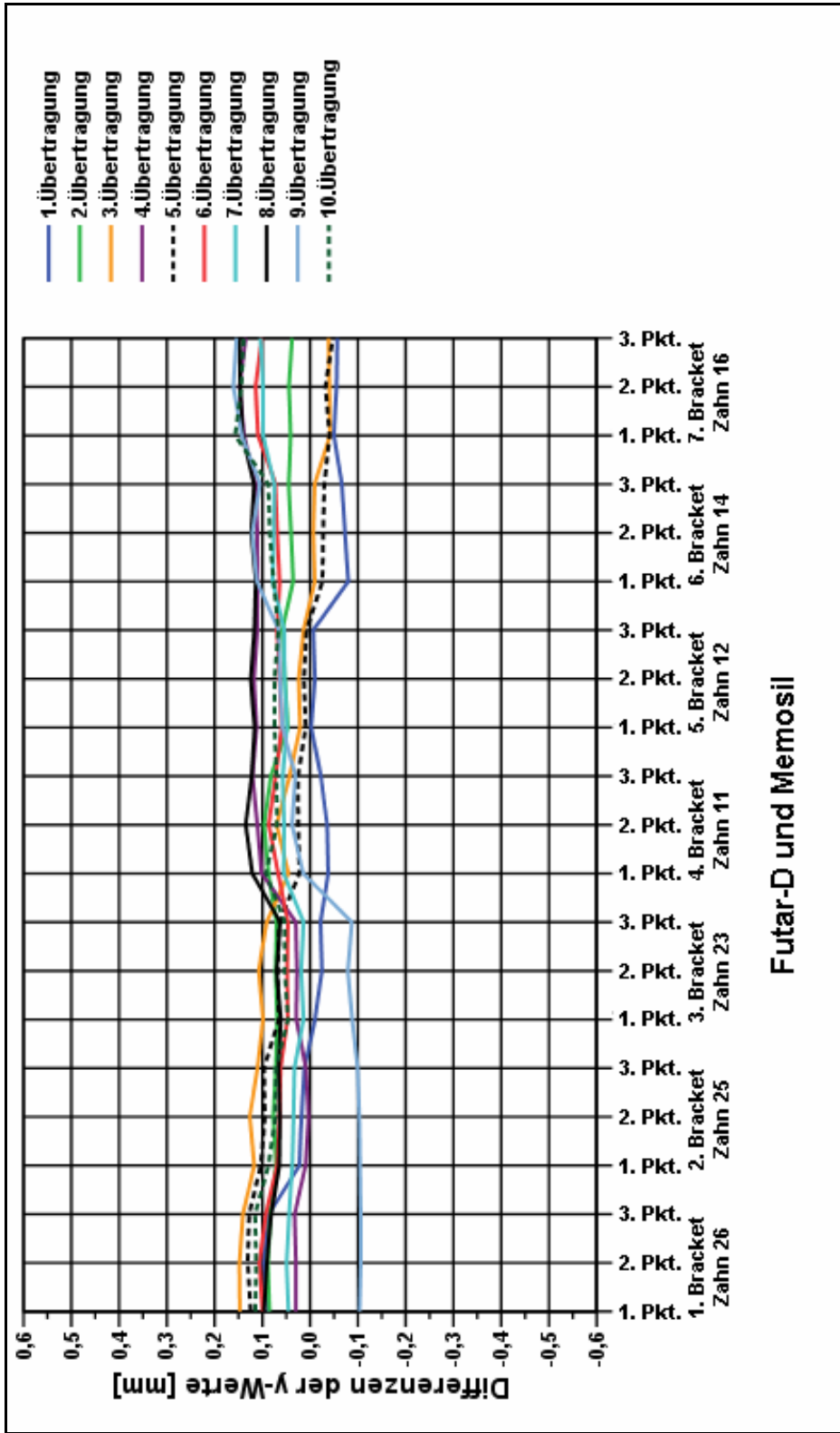


Abb. 45: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Futar-D und Memosil auf der y-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Sagittalen nach anterior, negative nach posterior (vgl. Abb. 36).

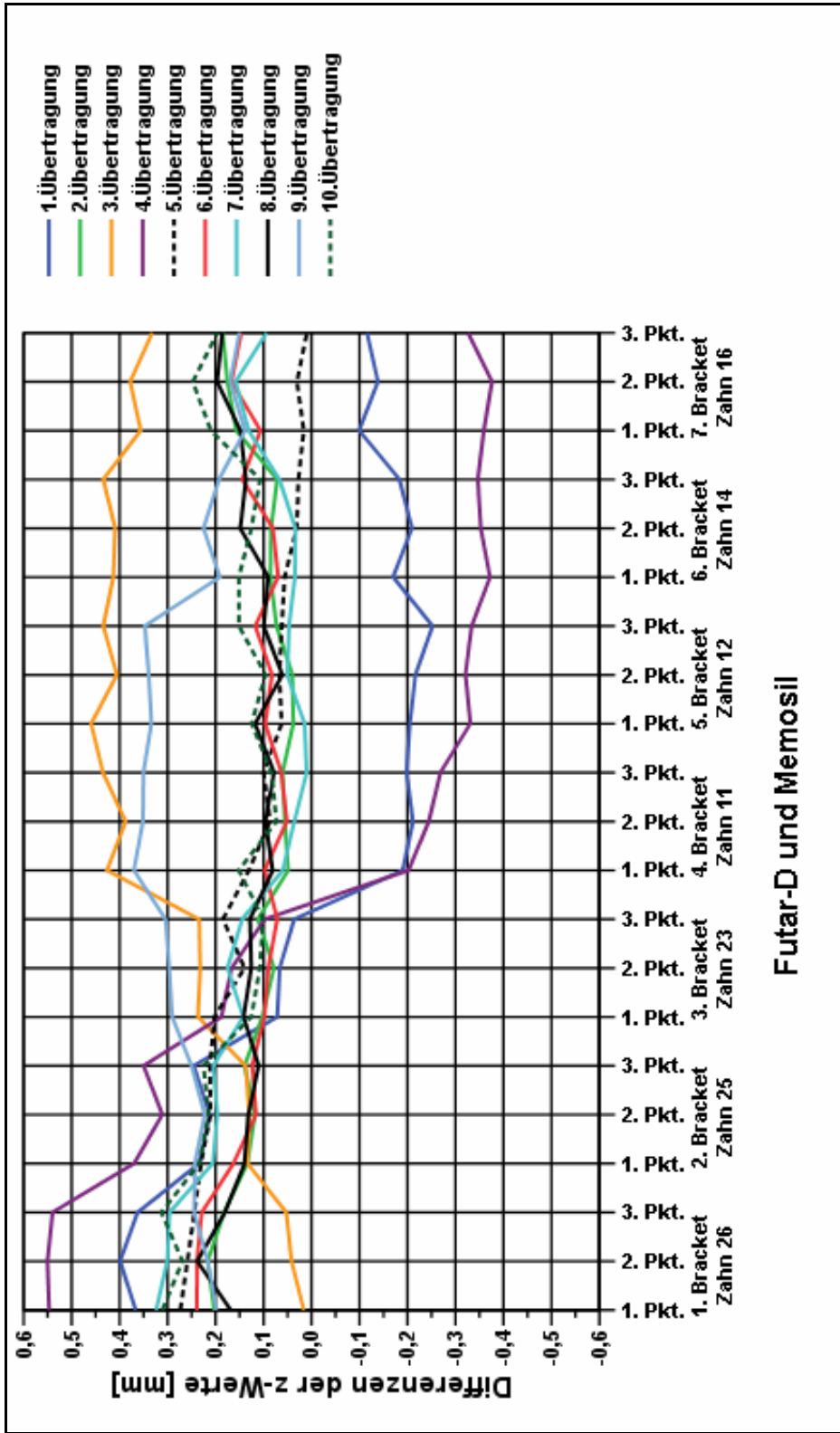


Abb. 46: Darstellung der wahren Übertragungsfehler der Brackets bei Futar-D und Memosil auf der z-Achse als Liniendiagramm. Jeder Übertragung ist eine Linienfarbe zugeordnet. Jedes Bracket wird durch 3 Messpunkte dargestellt. Positive Differenzen beschreiben eine Abweichung der Brackets in der Vertikalen nach inzisal/okklusal, negative nach zervikal (vgl. Abb. 37).

8.2. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: mittlere absolute Abweichungen

Für jede einzelne Übertragung wurde die mittlere absolute Abweichung in x-, y- und z-Richtung ermittelt. Diese wurde bestimmt als das arithmetische Mittel aus 21 absoluten Differenzen (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell von 7 Brackets mit 3 Messpunkten je Bracket). Pro Methode wurden 10 Übertragungen vorgenommen.

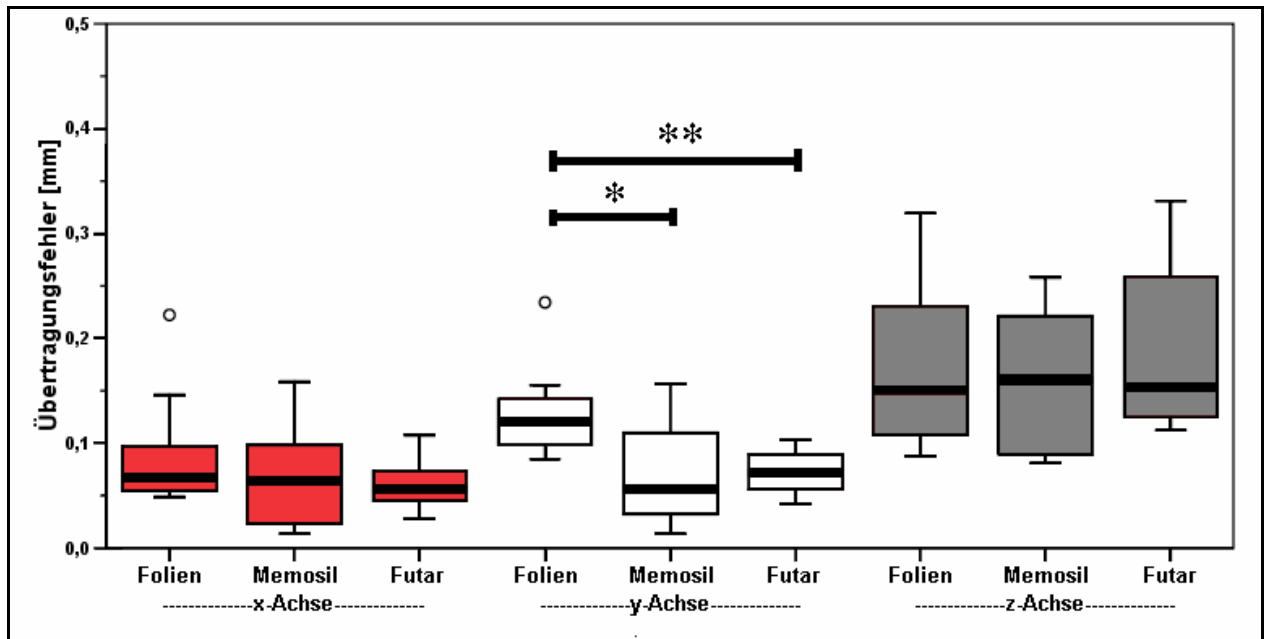


Abb. 47: Mittlere absolute Abweichung (x-, y-, z-Achse).

In der Sagittalen (y-Richtung) weisen die Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) im Vergleich zu den Memosiltrays einen signifikant größeren durchschnittlichen Übertragungsfehler auf. Zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und den Futar-D/Memosil-Trays muss der Unterschied in der Sagittalen (y-Richtung) als hochsignifikant bezeichnet werden.

Die Unterschiede der mittleren Abweichungen zwischen den Methoden sind in der Transversalen (x-Achse) und der Vertikalen (z-Achse) nicht signifikant.

*: $\alpha \leq 0,05$, **: $\alpha \leq 0,01$.

In der Tabelle 3 sind die durchschnittlichen Abweichungen dargestellt. Dabei wurde aus allen Bracketabweichungen der 10 Übertragungen einer Methode ein arithmetisches Mittel gebildet.

Raumrichtung Übertragungsmaterial	x-Richtung	y-Richtung	z-Richtung
	mittlere Abweichung [mm] (Übertragungsfehler)		
Druckformfolien	0,09	0,13	0,16
Memosil	0,07	0,07	0,16
Futar-D/Memosil	0,06	0,07	0,19

Tab. 3: Darstellung der mittleren Abweichung für jede Methode als arithmetisches Mittel (vgl. Tab. 10 bis 12 im Anhang).

Tabelle 3 zeigt, dass die größte durchschnittliche Abweichung bei jeder Übertragungsmethode in der Vertikalen auftritt.

Eine deutliche Abweichung zwischen den Methoden tritt nur in der Sagittalen auf. Hier weisen die Druckformfolien die größten Abweichungen auf.

8.3. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: maximale absolute Abweichungen und durchschnittliche Standardabweichungen

Tabelle 4 zeigt die größte gemessene Abweichung eines Bracketmarkierungspunktes jeder Übertragungsmethode. Diese werden als Absolutwerte dargestellt.

Die Streuung der absoluten Abweichungen wird durch die Standardabweichung erfasst. Dabei wurde für jeden Messpunkt aus den 10 Übertragungen eine Standardabweichung gebildet. Aus den Standardabweichungen aller Messpunkte einer Methode wurde das arithmetische Mittel gebildet.

Raumrichtung	x-Richtung	y-Richtung	z-Richtung	
Übertragungsmaterial	maximale Abweichung [mm] (Übertragungsfehler)			
	Druckformfolien	1,17	1,06	1,59
	Memosil	0,25	0,21	0,57
	Futar-D/Memosil	0,20	0,16	0,55
	mittlere Standardabweichung [mm] des Übertragungsfehlers			
	Druckformfolien	0,09	0,04	0,18
	Memosil	0,06	0,06	0,11
	Futar-D/Memosil	0,05	0,04	0,11

Tab. 4: Darstellung der maximalen Übertragungsfehler (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) und der mittleren Standardabweichung für jede Raumrichtung aller 3 Übertragungsmethoden (vgl. Tab. 10 bis 12 im Anhang).

Die Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) zeigen in jeder Raumdimension die größten maximalen Abweichungen, die Silikontrays aus Futar-D/Memosil die geringsten.

Die größten Standardabweichungen ergeben sich für die Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) in der Vertikalen (z-Ebene).

8.4. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: absolute Übertragungsfehler benachbarter Brackets

Die absolute Abweichung benachbarter Brackets beschreibt die Gleichmäßigkeit der Bracketübertragung. Bei kleinen Differenzen wurden alle Brackets einer Übertragung mit ähnlich starken Abweichungen in eine Richtung übertragen. Hohe Werte bedeuten, dass die Brackets stärker gedreht und gekippt übertragen wurden und zwischen benachbarten Brackets/Zähnen ein Versatz besteht.

Zunächst wurden für jede Übertragung die wahren Abweichungen der Brackets (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) in x-, y- und z-Richtung ermittelt.

Zwischen benachbarten Brackets gab es einen Bracketzwischenraum. Jedes Bracket besaß einen Bracketmarkierungspunkt, der dem Zwischenraum angrenzte. Die wahre

Abweichung des einen angrenzenden Bracketmarkierungspunktes wurde von der wahren Markierungspunktabweichung des benachbarten Brackets subtrahiert. Dieser Differenzwert wurde für die statistische Auswertung in einen absoluten Differenzwert umgewandelt.

Es bestanden 6 Bracketzwischenräume. Das ergab je Übertragung 6 absolute Differenzwerte benachbarter Brackets. Pro Methode wurden 10 Übertragungen vorgenommen.

Verglichen werden die Übertragungsfehler benachbarter Brackets, die bei den 3 Übertragungsmethoden je Bracketzwischenraum entstanden.

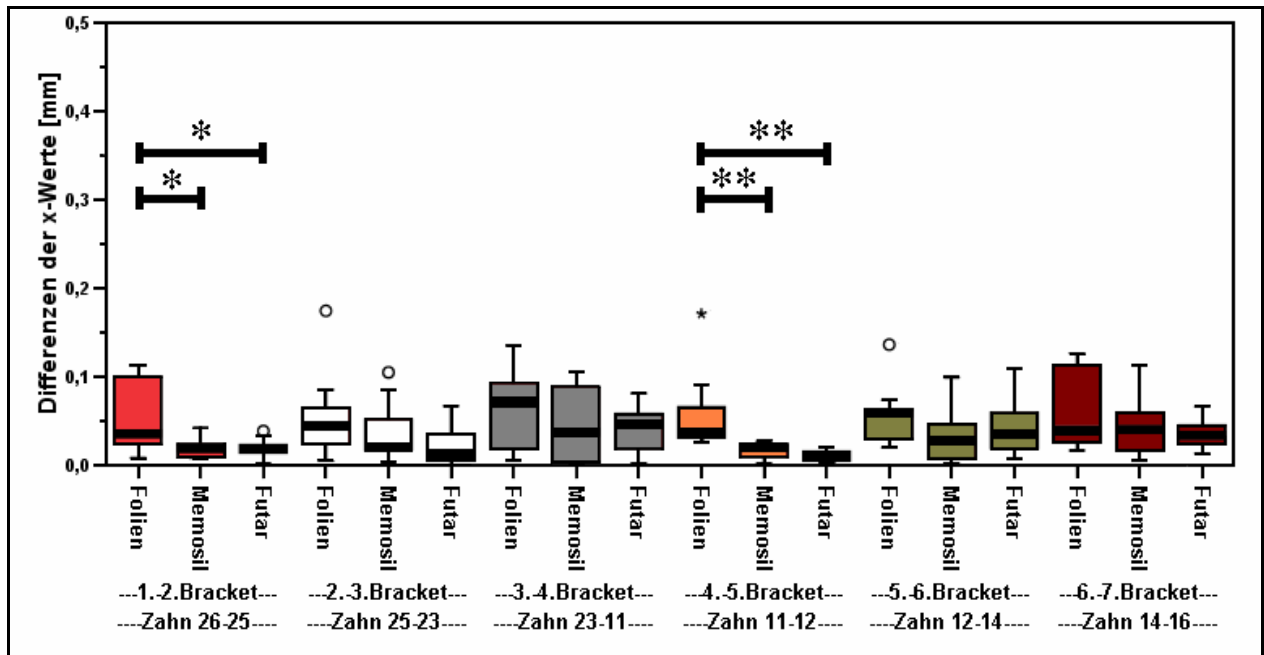


Abb. 48: Absolute Differenzen zwischen je 2 benachbarten Brackets in der Transversalen (x-Achse).

Zwischen dem 1. und 2. Bracket erreicht der Übertragungsfehler zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und dem Memosil sowie zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und Futar-D/Memosil ein signifikantes Niveau. Zwischen dem 4. und 5. Bracket gibt es sowohl zwischen Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und Memosil als auch zwischen Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und Futar-D/Memosil einen hochsignifikanten Unterschied.

Zwischen den Silikontrays aus Memosil und den Silikontrays aus Futar-D/Memosil ist in der Transversalen (x-Achse) kein signifikanter Unterschied zwischen benachbarten Brackets nachweisbar.

*: $\alpha \leq 0,05$, **: $\alpha \leq 0,01$.

Im Maßstab der Abbildung ist ein Extremwert der Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) zwischen dem 1. und 2. Bracket nicht dargestellt. Der Maßstab wurde gewählt, um den optischen Vergleich zwischen den Übertragungsmethoden besser darzustellen. Der Extremwert kann aus Tabelle 13 im Anhang entnommen werden.

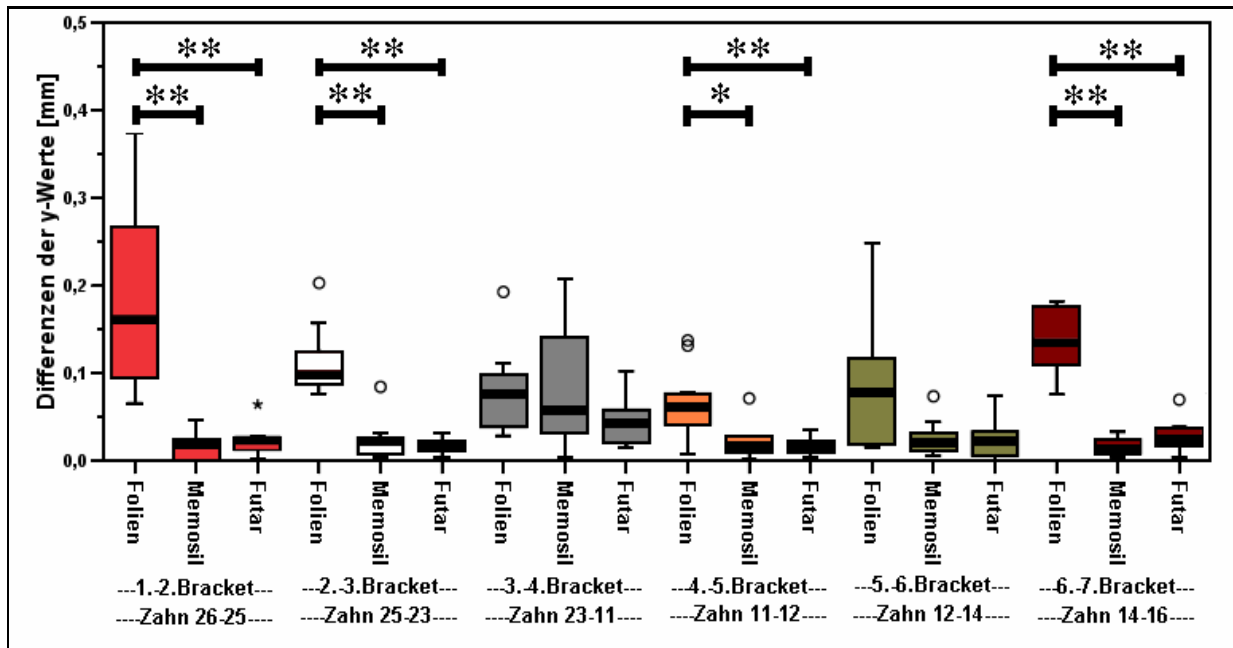


Abb. 49: Absolute Differenzen zwischen je 2 benachbarten Brackets in der Sagittalen (y-Achse).

Zwischen dem 1. und 2., dem 2. und 3. sowie zwischen dem 6. und 7. Bracket besteht zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und den Silikontrays aus Memosil und Futar-D/Memosil ein hochsignifikanter Unterschied. Zwischen dem 4. und 5. Bracket gibt es zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und Memosil einen signifikanten und zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und Futar-D/Memosil einen hochsignifikanten Unterschied.

Zwischen den Silikontrays aus Memosil und den Silikontrays aus Futar-D/Memosil ist in der Sagittalen (y-Achse) kein signifikanter Unterschied zwischen benachbarten Brackets nachweisbar.

*: $\alpha \leq 0,05$, **: $\alpha \leq 0,01$.

Im Maßstab der Abbildung ist ein Ausreißer der Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) zwischen dem 1. und 2. Bracket nicht dargestellt. Der Maßstab wurde gewählt, um den optischen Vergleich zwischen den Übertragungsmethoden besser darzustellen. Der Ausreißer kann aus Tabelle 13 im Anhang entnommen werden.

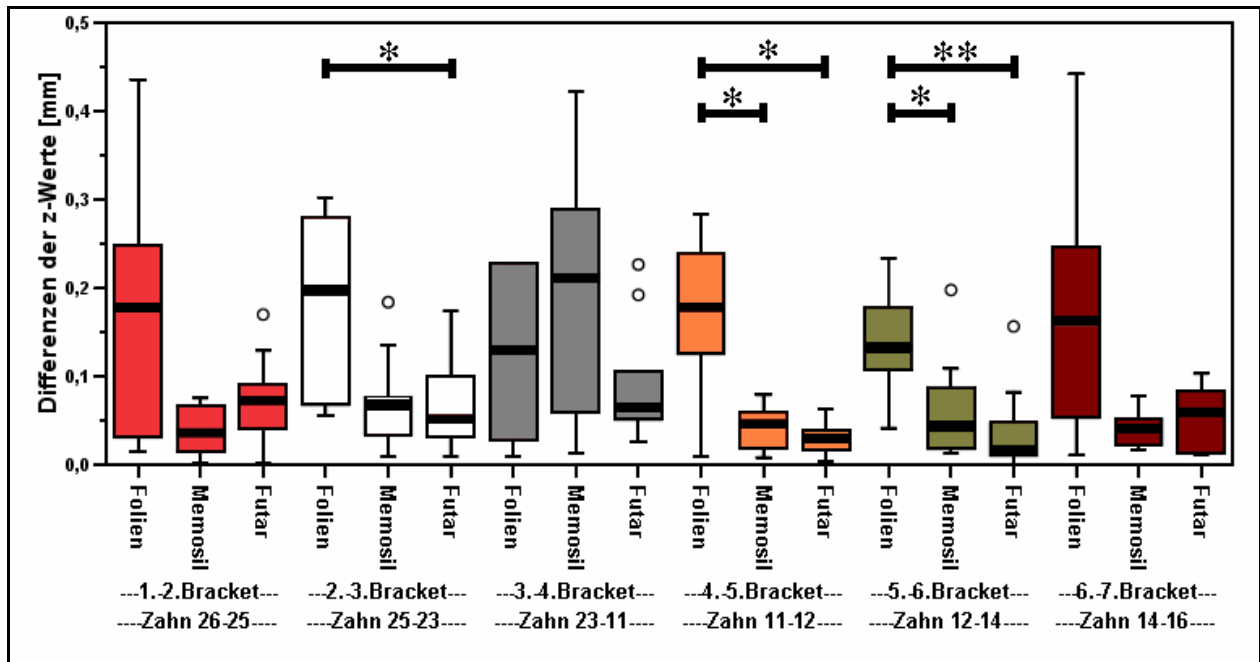


Abb. 50: Absolute Differenzen zwischen je 2 benachbarten Brackets in der Vertikalen (z-Achse).

Zwischen dem 4. und 5. sowie zwischen dem 5. und 6. Bracket besteht zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und Memosil ein signifikanter Unterschied. Zwischen dem 2. und 3. sowie zwischen dem 4. und 5. Bracket ist zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und den Futar-D/Memosil-Trays ein signifikanter Unterschied nachweisbar. Eine hoch signifikante Abweichung gibt es zwischen dem 5. und 6. Bracket zwischen den Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) und Futar-D/Memosil.

Zwischen den Silikontrays aus Memosil und den Silikontrays aus Futar-D/Memosil ist in der Vertikalen (z-Achse) kein signifikanter Unterschied zwischen benachbarten Brackets nachweisbar.

Lediglich zwischen dem 3. und 4. Bracket zeigt ein Vergleich der drei Übertragungsmethoden, dass die Memosiltrays den größten Medianwert und die größte Streuung der Ober- und Untergrenzen (whisker) aufweisen. Hier waren die Memosiltrays segmentiert und die Trayhälften wurden getrennt übertragen. Jedoch unterscheidet sich der Übertragungsfehler zwischen dem 3. und 4. Bracket nicht signifikant vom Übertragungsfehler der beiden anderen Methoden.

*: $\alpha \leq 0,05$, **: $\alpha \leq 0,01$.

Im Maßstab der Abbildung sind jeweils 1 Extremwert der Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) zwischen dem 1. und 2., dem 4. und 5., dem 5. und 6. Bracket,

1 Ausreißer zwischen dem 2. und 3. und 2 Ausreißer zwischen dem 3. und 4. Bracket nicht dargestellt. Der Maßstab wurde gewählt, um den optischen Vergleich zwischen den Übertragungsmethoden besser darzustellen. Die Werte können der Tabelle 13 im Anhang entnommen werden.

8.5. Vergleich der 3 Übertragungsmethoden: die mittleren und die maximalen Übertragungsfehler sowie die durchschnittlichen Standardabweichungen benachbarter Brackets

Tabelle 5 zeigt die mittleren und die maximalen Bracketabweichungen zwischen benachbarten Brackets jeder Übertragungsmethode. Diese sind als Absolutwerte dargestellt. Die mittleren Abweichungen berechnen sich als arithmetisches Mittel aus allen Abweichungen benachbarter Brackets einer Methode (6 Bracketzwischenräume, 10 Übertragungen je Methode).

Der maximale Übertragungsfehler benachbarter Brackets stellt die größte gemessene Abweichung zwischen den 2 Markierungspunkten, die einem Bracketzwischenraum angrenzen, einer Übertragungsmethode dar.

Die Streuung der absoluten Abweichungen zwischen benachbarten Brackets wird durch die Standardabweichung erfasst. Dabei wurde für jeden Bracketzwischenraum aus den absoluten Differenzen der 10 Übertragungen eine Standardabweichung gebildet. Aus den Standardabweichungen einer Methode wurde das arithmetische Mittel gebildet.

Raumrichtung	x-Richtung	y-Richtung	z-Richtung
Übertragungsmaterial	mittlere Abweichung [mm] benachbarter Brackets (Übertragungsfehler)		
Druckformfolien	0,07	0,12	0,22
Memosil	0,03	0,03	0,08
Futar-D/Memosil	0,03	0,03	0,06
	maximale Abweichung [mm] benachbarter Brackets (Übertragungsfehler)		
Druckformfolien	0,97	0,77	1,62
Memosil	0,11	0,21	0,42
Futar-D/Memosil	0,11	0,10	0,22
	mittlere Standardabweichung [mm] benachbarter Brackets (Übertragungsfehler)		
Druckformfolien	0,09	0,08	0,25
Memosil	0,03	0,03	0,05
Futar-D/Memosil	0,02	0,02	0,05

Tab. 5: Darstellung der mittleren und der maximalen Übertragungsfehler sowie der mittleren Standardabweichung benachbarter Brackets für jede Raumrichtung aller 3 Übertragungsmethoden (vgl. Tab. 13 im Anhang).

Die Folien (0,5 mm Copyplast und 2,0 mm Biocryl) zeigen in jeder Raumebene die größten mittleren, maximalen Abweichungen und die höchsten Standardabweichungen zwischen benachbarten Brackets.

9. Diskussion

9.1. Fragestellung

Ziel dieser In-vitro-Studie war Bestimmung der dreidimensionalen Übertragungsgenauigkeit verschiedener Verfahren des indirekten Klebens. Es wurden Übertragungstrays aus den thermoplastischen Folien Copyplast 0,5 mm und Biocryl 2,0 mm, aus dem additionsvernetzenden Silikon Memosil und aus einer Kombination der additionsvernetzenden Silikone Memosil und Futar-D hergestellt.

In der kieferorthopädischen Praxis werden häufig thermoplastische Folien oder Silikone zur Bracketübertragung verwendet. Die Bestimmung der Größe des Übertragungsfehlers ist daher klinisch relevant.

Bereits bestehende Studien von *Aguirre*¹, *Koo*⁴⁹, *Lohe*⁵¹ und *Töpfer*⁸⁵ ermittelten mit Hilfe verschiedener Messapparaturen den Übertragungsfehler von Druckformfolien oder Silikonen. Ein Vergleich zwischen den beiden Übertragungsmaterialien mit einer Messapparatur fand in diesen Studien jedoch nicht statt.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Brackets von einem duplierten Modell auf ein Zweites übertragen und dabei auftretende Bracketverschiebungen wurden ermittelt.

Im Gegensatz zu einer In-vitro-Studie können beim Übertragen der Brackets auf den Patienten zusätzliche Ungenauigkeiten durch zwischenzeitliche Zahnbewegungen auftreten. Diese können jedoch durch kurze Zeitabstände zwischen Abdrucknahme und Klebevorgang verringert werden^{30,40,50,58}.

Die Arbeiten von *Aguirre*¹, *Koo*⁴⁹ und *Töpfer*⁸⁵ waren In-vivo-Studien. Hier wurden die Brackets mit fotooptischen Apparaturen vermessen. *Töpfer* gab die Messgenauigkeit mit 0,125 mm an⁸⁵.

Vorteil des Versuchsaufbaus von *König*⁴⁸ ist der geringe Messfehler in der Horizontalebene von maximal 0,04 mm (Standardabweichung 0,008 mm) und in der Vertikalebene von maximal 0,054 mm (Standardabweichung 0,012 mm).

Die vorgestellte In-vitro-Methode scheint somit geeignet, die Bracketpositionen im Rahmen der Untersuchung zu vermessen.

9.2. Material

9.2.1. Modellauswahl

Das in den Kapiteln 4.5. und 4.6. beschriebene Untersuchungsverfahren basiert auf dem Grundprinzip, dass Brackets auf Modelle geklebt und übertragen werden, die im Gaumengewölbe ein Koordinatensystem besitzen und in Form und Größe identisch sein sollten.

Für das Ursprungsmodell wurde ein Oberkiefer ausgewählt, bei dem alle bleibenden Zähne von 16 bis 26 durchgebrochen waren und bei dem ein mäßiger frontaler Engstand mit Platzmangel für die Zähne 11, 12, 21, 22 bestand.

Es konnte kein Modell mit ausgeprägten Zahnkipnungen, -rotationen beziehungsweise Engständen ausgewählt werden, da das Grundprinzip des Versuchsaufbaus nach *König*⁴⁸ in einer optischen Vermessung der Brackets in 2 Raumebenen besteht. Der Aufbau setzt voraus, dass der Strahlengang zwischen Bracket und Kamera in keiner Ebene unterbrochen wird.

Somit können die ermittelten Bracketübertragungsfehler lediglich auf Patientenfälle mit mäßigem Engstand bezogen werden. Eine Aussage über abweichende Übertragungsfehler des indirekten Klebens bei starken Zahnfehlstellungen kann nicht getroffen werden.

9.2.2. Modellherstellung

Alle verwendeten Modelle wurden von einem Ursprungsmodell dupliert. Jedoch könnte durch die Modellduplierung ein in der Höhe nicht quantifizierbarer Methodenfehler entstanden sein. Bei einem Duplierfehler sind 2 Folgen denkbar:

- Die Ausgangs- und Patientenmodelle unterscheiden sich in der Zahnform und -größe oder es bestehen kleine Unebenheiten (zum Beispiel Gipsbläschen, Hohlräume) an der Zahnoberfläche. Folglich resultiert eine Passungenauigkeit der Übertragungstrays auf dem Patientenmodell. Die Brackets können nicht ohne Fehlpositionierung übertragen werden.
- Jede Bracketpositionsvermessung bedingt ein Koordinatensystem, mit dem die Lage der Brackets definiert werden kann. Dieses war in der vorliegenden Arbeit durch 2 eingestanzte Pyramiden auf dem palatinalen Quader des

Ursprungsmodells festgelegt. Durch diese 2 pyramidalen Eindrücke wurden der Nullpunkt, die x-, y- und z-Achse des Koordinatensystems definiert. Es ist denkbar, dass die Pyramiden der duplierten Modelle Lageungenauigkeiten gegenüber dem Ursprungsmodell aufwiesen. Da jedes Modell ein eigenes Koordinatensystem besaß, wären durch Lageungenauigkeiten der Pyramiden unterschiedliche Werte für die Bracketpositionen zwischen Ausgangs- und Patientenmodell ermittelt worden.

9.2.2.1. Dupliersilikon

Methodenfehler bei der Duplierung können bei der Herstellung der Silikonformen oder durch elastische Verformung bei der Entfernung des abgebundenen Silikons vom abzuformenden Modell entstehen.

Zur Duplierformherstellung wurde ein niedrigviskoser Silikonkautschuk^f mit sehr guten Fließeigenschaften der Firma Ebalta unter Vakuum angemischt. Dadurch entstand eine nahezu blasenfreie Silikongießmasse. Das Mischungsverhältnis zwischen Silikongießmasse und Vernetzer betrug 98 zu 2 Gewichtsprozent. Bei diesem Mischungsverhältnis gibt der Hersteller eine *Shore*-Härte von $A\ 28 \pm 3$ an. Die Entformzeit von 24 Stunden wurde eingehalten.

Verformungen entstehen durch Unterschnitte des abzuformenden Gebietes und durch Unterdruckbildung bei der Abnahme der Silikonabformung. *Wirz et al.* stellten bei verschiedenen kondensationsvernetzenden Silikonen eine elastische Rückstellung von 94,5 - 95,5 % fest⁹⁰. In einer anderen Veröffentlichung gab die Arbeitsgruppe um *Wirz* für additionsvernetzende Silikone eine Rückstellung von 97,8 - 99,0 % an⁸⁹. Aus Kostengründen wurde ein kondensationsvernetzendes Silikon verwendet.

Die kondensationsvernetzenden Silikone spalten unter Reaktion der Silikon-Fadenmoleküle Alkohol ab. Der Alkohol verdunstet im Laufe der Zeit. Beim verwendeten Silikon kommt es dadurch bei der Vernetzerzugabe von 2% zu einer Volumenschwindung von 0,5% (Herstellerangaben).

Der irreversible Volumenschwund des kondensationsvernetzenden Silikons hat jedoch keinen Einfluss auf den Methodenfehler, da er sich auf alle vermessenen Modelle gleichermaßen auswirkte.

Anders verhält es sich mit der irreversiblen Verformung des Dupliersilikons nach mechanischer Beanspruchung. Die erste Verformung, die nach Abnahme der

Silikonform vom Ursprungsmodell entstand, hatte keine Folgen, da sie alle duplierten Modelle dieser Form gleichermaßen betraf. Nach dem ersten Ausguss der Silikonform wurde die Silikonform bei der Abnahme vom Gipsmodell jedoch erneut mechanisch beansprucht und verformt. Bei wiederholtem Ausgießen einer Duplierform manifestiert sich so ein Methodenfehler, der in der Größe nicht quantifizierbar ist. Um den Fehler gering zu halten, wurden in dieser Studie aus einer Silikonform 12 Modelle hergestellt. Für die Studie waren jeweils 2 Modelle für eine Bracketübertragung notwendig (ein Ausgangsmodell auf das die Brackets temporär geklebt wurden und ein Patientenmodell auf das die Brackets übertragen wurden). Zur Minimierung eines möglichen Fehlers bei der Duplierformherstellung wurden jeweils die 2 für eine Übertragung notwendigen Modelle aus einer Duplierform hergestellt.

9.2.2.2. Modellgips

Der verwendete Klasse-III-Gips⁹ zeichnet sich aufgrund eines doppelten Malprozesses bei seiner Herstellung durch eine sehr glatte Oberfläche aus. Kleine Gipsbläschen wurden nicht entfernt, da aus einer Veränderung des Modells eine ungenaue Passung der Übertragungsschablonen resultieren kann⁴⁰.

Der Gips wurde nach Herstellerangaben im Mischungsverhältnis 30:100 (Wasser:Gips) mit einer Sumpf- und Mischzeit von 20 beziehungsweise 60 Sekunden unter Vakuum angerührt. 24 Stunden nach dem Ausguss wurde das Modell aus der Silikonform entfernt. Zu diesem Zeitpunkt hatte der Gips 80 bis 90 % seiner Trockenfestigkeit erreicht¹⁵. Dadurch konnte sichergestellt werden, dass keine Deformationen bei der Entnahme aus der Duplierform entstanden.

Der verwendete Gips weist 2 Stunden nach dem Ausguss eine Abbindeexpansion von 0,16% auf (Herstellerangaben). Danach setzt eine fünf- bis siebentägige Kontraktion ein, die etwa ein Drittel der zuvor erreichten Ausdehnung wieder aufzehrt^{15,88}.

Diese Dimensionsveränderung hatte auf den Versuchsaufbau jedoch keinen Einfluss, da die Modelle frühestens ein Jahr nach ihrer Herstellung der Vermessung zugeführt wurden. Die Modelle wurden bei einer Temperatur von 20° C und einer Luftfeuchtigkeit von etwa 50% gelagert.

Etwaige Abweichungen zwischen den Modellen hätte alle Übertragungsmethoden gleichermaßen beeinflusst, daher können sie als Grundlage für einen Vergleich verschiedener Übertragungsmaterialien verwendet werden.

9.2.3. Brackets

Es muss beachtet werden, dass sich die mit Victory Uni-Twin-Brackets^h und Victory Convertible-Tube-Molarenattachmentsⁱ erzielten Ergebnisse nicht uneingeschränkt auf andere Bracketsysteme übertragen lassen, da es zum Teil erhebliche Unterschiede im Bracketaufbau gibt.

9.2.4. Komposit

Die Brackets wurden auf die Ausgangsmodelle mit dem Komposit Phase II^l und auf die Patientenmodelle mit Excel^o geklebt. Bei beiden Materialien handelt es sich um chemisch härtende Zwei-Komponenten-Kunststoffe des Bis-GMA-Typs.

Die Paste-Paste-Komposite haben den Vorteil, dass sie hinsichtlich der Verbundfestigkeit unbeeinflusst von der Kleberschichtstärke bleiben⁷¹.

Durch vorzeitiges Aushärten des Komposites können jedoch Ungenauigkeiten bei der Bracketübertragung auftreten.

Zur Minimierung dieses Methodenfehlers wurde der Kunststoff im Kühlschrank bei 5° Celsius gelagert. Im Gegensatz zur Lagerung bei Raumtemperatur verlängerte sich die Verarbeitungszeit bei Phase II von 2 Minuten und 15 Sekunden auf 2 Minuten und 30 Sekunden und bei Excel von 3 Minuten und 15 Sekunden auf 3 Minuten und 30 Sekunden (Herstellerangaben) und war für die Benetzung der 7 Bracketbasen einer Übertragung ausreichend. Die Brackets wurden immer in der gleichen Reihenfolge beschichtet, beginnend von Zahn 16 nach Zahn 26. Der Kunststoff wurde auf alle Brackets von der selben Person aufgetragen. Dadurch sollte die Anmischzeit und die Menge des aufgetragenen Komposites bei jeder Übertragung vergleichbar sein.

Nach dem Ablösen der Brackets vom Arbeitsmodell haften Isoliermittelreste an der Phase II Basis. Diese führen zu einer Verringerung des adhäsiven Verbundes zwischen Phase II und Excel und müssen daher entfernt werden. Als Reinigungsmethode der Wahl empfiehlt *Jost-Brinkmann* ein azetongetränktes Wattepellet. Dadurch werden die höchsten Verbundfestigkeitswerte erreicht⁴³.

Abschließend kann festgestellt werden, dass ein durch das Komposit hervorgerufener Methodenfehler alle 3 Übertragungsmethoden gleichermaßen beeinflusst hätte.

9.3. Methode

9.3.1. Versuchsaufbau und Bestimmung der Bracketpositionen

Es wurde eine Methode der Modellvermessung entwickelt, bei der die Bracket-übertragungsfehler des indirekten Klebens in einer In-vitro-Studie bestimmt werden können.

Die Brackets wurden wie von *Andrews* beschrieben positioniert^{4,6,8}. Dadurch wurde ausgeschlossen, dass durch willkürliche Bracketpositionierung und damit durch unterschiedlich dicke Kompositschichtstärken an der Bracketbasis ein zusätzlicher Methodenfehler resultierte.

Auf die Uni-Twin-Brackets und Convertible-Tube-Molarenattachments wurden jeweils 3 Vermessungspunkte aufgebracht. Dazu wurde ein Punktschweißgerät verwendet. Da für jedes Bracket/Molarenattachment die gleichen Einstellparameter benutzt wurden, besaßen die Markierungspunkte eine vergleichbare Form und Größe. Unter starker Vergrößerung besitzen die Markierungen keinen eindeutigen Mittelpunkt. Durch deren scharf begrenzten Rand konnte dieser jedoch einfach konstruiert werden.

Wichtig für das Aufbringen der Markierungen war, dass die 3 Punkte nicht auf einer Linie lagen. Wäre das Bracket bei der Übertragung genau um diese Achse rotiert, wäre der Übertragungsfehler bei der Auswertung der Daten nicht zu erkennen gewesen.

Da nur 3 Markierungspunkte je Bracket vermessen wurden, kann auch nur eine Aussage darüber getroffen werden, ob ein Übertragungsfehler an den Markierungspunkten auftrat. Durch die Betrachtung der wahren Abweichungen in den 3 Raumdimensionen (dargestellt als Liniendiagramme, Abb. 38 bis 46) kann für jedes Bracket die dreidimensionale Bewegungsrichtung des Übertragungsfehlers hergeleitet werden. Die Software von *König*⁴⁸ kann nicht die Größe der dreidimensionalen Bracketrotationen bestimmen. Es wäre möglich gewesen, zwischen 2 Markierungspunkten vor und nach der Übertragung eine Gerade zu konstruieren. Aus einer Abweichung der Lage der Verbindungsgeraden hätte für jede Raumebene ein Rotationswinkel berechnet werden können. Da jedoch die Markierungspunkte auf jedem Bracket aufgrund des nicht eindeutig reproduzierbaren Punktschweißvorgangs eine etwas andere Position besaßen, gibt es keinen definierbaren Bezug zwischen Verbindungsgerade und Bracket. Somit kann über die Rotation um eine definierte Bracketachse keine Aussage getroffen werden.

Es ist zu beachten, dass der gemessene Übertragungsfehler von der Lage der Schweißpunktmarkierungen abhängig ist. Je weiter ein Markierungspunkt von einer möglichen Rotationsachse des Brackets entfernt ist, desto höher ist der ermittelte Übertragungsfehler.

Zur Bestimmung des Methodenfehlers wurde ein mit Brackets beklebtes Modell 50-mal vermessen. Der messbare Methodenfehler der verschiedenen Bracketmarkierungspunkte lag in der Horizontalebene maximal bei 0,04 mm (durchschnittliche Standardabweichung 0,008 mm) und in der Vertikalebene bei maximal 0,053 mm (durchschnittliche Standardabweichung 0,012 mm). Dieser Methodenfehler ist als klinisch nicht relevant einzustufen.

Aus Tabelle 2 ist ersichtlich, dass alle Brackets beziehungsweise alle Bracketmarkierungen vergleichbare Messfehler aufwiesen. Das bedeutet, dass die Lage der Brackets und die räumliche Anordnung der Markierungspunkte keinen Einfluss auf die Messgenauigkeit hatten.

Lohe ermittelte für seine Bracketvermessung mittels dreidimensionalen Lasermessverfahrens eine translatorische Genauigkeit von $< 0,1 \text{ mm}^{51}$, *Töpfers* fotooptischer Versuchsaufbau besaß eine Messgenauigkeit von $0,125 \text{ mm}^{85}$.

Der Methodenfehler der vorliegenden Studie war in vertikaler Richtung (z-Wert) größer als in der Horizontalebene (x-y-Werte). Diese Tatsache findet ihre Erklärung im Versuchsaufbau. So wurde der z-Werte aus 2 x-Werten berechnet (ungekipptes und gekipptes Modell, siehe Kap. 4.6.). Jedoch besaß jeder der beiden gemessenen x-Werte einen eigenen Messfehler, so dass ein größerer Methodenfehler für den berechneten z-Wert resultierte.

Der systematische Methodenfehler muss mit der Größe der gemessenen Bracketabweichungen der 3 Übertragungsmethoden verglichen werden. Übertragungsfehler die kleiner als die Standardabweichungen des Vorversuches sind, können ganz oder teilweise auf Messfehlern beruhen.

Alle ermittelten absoluten Übertragungsfehler und Standardabweichungen der einzelnen Übertragungsmethoden (Tab. 3 bis 5) lagen deutlich über den Standardabweichungen des Vorversuches (Tab. 2).

Ein weiterer möglicher Messfehler resultiert aus der unterschiedlichen Modellpositionierung in der Einspannvorrichtung. Dieser scheint vernachlässigbar, da das Koordinatensystem im Modell verschlüsselt ist. Ein durch unterschiedliche

Modellpositionierung hervorgerufener Methodenfehler hätte sich auf alle 3 Übertragungsmethoden gleichermaßen ausgewirkt.

Die vorgestellte Methode scheint somit geeignet, die Bracketpositionen im Rahmen der Untersuchung zu vermessen.

9.3.2. Alternative Messmethoden

Lohe entwickelte für seine Bracketpositionsbestimmung einen Scanner aus einem Laser-Abstandssensor und einem computergesteuerten x-y-Verschiebetisch. Die zu scannenden Zähne wurden in einem Halter auf dem x-y-Verschiebetisch befestigt. Die ermittelten Daten wurden mit einer Grafiksoftware digital rekonstruiert. Es entstanden dreidimensionale Abbildungen der Zähne und Brackets. Vorteil des Verfahrens ist die Beurteilung des Bracketübertragungsfehlers in x-, y-, z-Richtung und der Bracketrotationen in 3 Raumachsen. Nachteilig ist das zu Grunde liegende Triangulationsverfahren. Wird der Strahlengang der reemittierten Strahlung durch Teile des zu scannenden Objektes unterbrochen, so kommt sie nicht in der Empfangsoptik an. Es folgt eine Fehlmessung. Des Weiteren mussten die für einen Laserscanner ungünstigen oberflächenspezifischen Effekte der Zähne und Brackets durch Auftrag eines mattweißen Lackes behandelt werden. Dadurch entsteht ein zusätzlicher Methodenfehler. Der Messfehler wurde mit $< 0,1$ mm angegeben⁵¹.

Lohes In-vitro-Studie wurde an einem Phantompatienten durchgeführt. Vorteil ist die bessere Reproduzierbarkeit der intraoralen Verhältnisse beim indirekten Kleben⁵¹.

Töpfer maß den Übertragungsfehler in einer In-vivo-Studie mit einem fotooptischen Verfahren. Er befestigte an einem Kamerastativ eine Millimeterskala und fotografierte die beklebten Modelle und Zähne von vestibulär. Vorteil ist die Bestimmung des Übertragungsfehlers in mesio-distaler Richtung, in der Vertikalen und der Rotation um die orovestibuläre Achse. Nachteil ist die Nichtbestimmbarkeit des Übertragungsfehlers in orovestibulärer Richtung und die geringe Messgenauigkeit von $0,125$ mm⁸⁵.

Ähnliche fotooptischer Versuchsaufbauten wurden von *Aguirre* et al. und von *Koo* und Mitarbeitern entwickelt. In den Studien wurden die beklebten Zähne mit Hilfe eines speziellen Stativs vor der Kamera fixiert und aus orovestibulärer Richtung fotografiert. Nachteil dürfte der hohe Messfehler sein^{1,49}.

Eine weitere Möglichkeit der Bracketvermessung stellt das Lichtschnittverfahren dar. Bei diesem wird ein ebenes Lichtbündel auf das Bracket projiziert. Diese Linie ist aus

Projektorrichtung exakt gerade. Aus der seitlichen Sicht der Kamera sieht man die Linie nach dem Prinzip des stereoskopischen Sehens durch die Bracketgeometrie deformiert. Die Abweichung von der Geradheit im Kamerabild ist ein Maß für die Objekthöhe. Probleme treten bei der Vermessung aufgrund des Detailreichtums und der vielen Unterschnitte der Brackets auf. Zudem besitzt das Lichtschnittverfahren lediglich eine geringe Auflösung.

Das von *König* entwickelt optische Messverfahren kann die Lage der 3 Bracketmarkierungspunkte in x-, y- und z-Richtung bestimmen⁴⁸. Es kann keine Aussage über die Größe der Rotation um eine definierte Bracketachse getroffen werden. Mit einem maximalen Messfehler von $\leq 0,054$ mm ist das Verfahren jedoch genauer als die Versuchsaufbauten von *Lohe* und *Töpfer*.

Eine Alternative bei der Bracketübertragung wäre die Verwendung eines Phantomkopfes gewesen. Spekulativ ist, ob dadurch abweichende Übertragungsfehler ermittelt worden wären.

9.3.3. Ermittlung des Übertragungsfehlers

Die Unterschiede zwischen der Verwendung der wahren und absoluten Bracketabweichungen ergeben sich aus dem gewählten statistischen Vorgehen (vgl. Kap. 6.1.). Die wahre Abweichung gibt Auskunft über Richtung und Ausprägungsgrad, die absolute Abweichung beschreibt nur den Ausprägungsgrad der Bracketverschiebung.

Bei der Ermittlung des Übertragungsfehlers der einzelnen Übertragungsmethoden wurden die absoluten Bracketabweichungen verwendet. Grund hierfür war die Zusammenfassung aller Bracketdifferenzen (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) jeder Übertragung zu einem Mittelwert. Somit konnten sich Bracketabweichungen in unterschiedliche Richtungen gegenseitig nicht aufheben. Ein großer Mittelwert für die absoluten Differenzen bedeutet, dass viele Bracketmarkierungspunkte einen deutlichen Übertragungsfehler aufwiesen.

Der vorstehend beschriebene Vergleich erlaubt somit eine Aussage darüber zu treffen, welche Übertragungsmethode die durchschnittlich geringste absolute Verschiebung der Brackets erwarten lässt. Die Richtung der Abweichung blieb dabei unberücksichtigt.

Beim Vergleich der Übertragungsmethoden auf Gleichmäßigkeit der Bracketübertragung wurden zunächst die wahren Abweichungen der Brackets ermittelt. Aus den angrenzenden Markierungspunkten benachbarter Brackets wurde eine wahre Differenz gebildet. Für einen Vergleich zwischen den 3 Übertragungsmethoden mussten diese wahren Differenzen in absolute Werte umgewandelt werden. Um so größer dieser absolute Differenzwert ist, um so stärker wurden die benachbarten Brackets gegeneinander versetzt beziehungsweise kippten die Brackets bei der Übertragung. Eine Aussage darüber, welches der benachbarten Brackets stärker kippte, kann aus dem absoluten Differenzwert nicht abgeleitet werden. Die Methode mit den geringsten absoluten Differenzwerten überträgt die Brackets am gleichmäßigsten. Sie sagt jedoch nichts über den durchschnittlichen absoluten Übertragungsfehler (Ist-Wert-Patientenmodell minus Soll-Wert-Ausgangsmodell) von der Idealposition aus.

9.3.4. Statistische Auswertung der Daten

Bei der statistischen Auswertung wurden zuerst die Voraussetzungen Varianzhomogenität und Normalverteilung für die parametrischen Tests überprüft. Die Varianzhomogenität wurde mittels *Levene*-Test, die Normalverteilung mittels *Shapiro-Wilk*-Test überprüft.

Die Aussagekraft des *Shapiro-Wilk*-Tests ist fraglich. Er geht von einer Nullhypothese aus. Das bedeutet, dass eine Normalverteilung erst abgelehnt wird, wenn eine geringe Wahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ (Fehler erster Art) oder kleiner dafür spricht, dass eine Nicht-Normalverteilung durch Zufallsauswahl zustande kam. Vielmehr müsste β (Fehler zweiter Art) zur Bestimmung des Signifikanzniveaus benutzt werden³⁹.

Das Fehlerrisiko β kann nur durch eine Vergrößerung der Stichproben (n) reduziert werden. Das bedeutet, dass die Nullhypothese (Normalverteilung) umso eher bestätigt wird, je kleiner die Stichprobengröße n ist. Die Stichprobengröße betrug in der Studie 10 Übertragungen je Methode und ist somit als klein einzuschätzen³⁹.

Problematisch ist weiterhin, dass keine eindeutigen Kriterien existieren, ab wann die Anwendungsvoraussetzungen für einen parametrischen Test nicht mehr gegeben sind, der eine Normalverteilung voraussetzt³⁹.

Das Signifikanzniveau α (Fehler erster Art) wurde beim *Levene*- und beim *Shapiro-Wilk*-Test mangels Alternativen mit 5% festgelegt.

Wurden bei den zu untersuchenden Gruppen beim Varianz- und Normalverteilungstest signifikante Unterschiede ermittelt, wurden für die statistische Auswertung nichtparametrische Tests herangezogen. Sie basieren ausschließlich auf Rangziffern oder Häufigkeiten von Variablen und sind daher nicht so trennscharf wie die parametrischen Tests³⁹. Somit ist es möglich, dass signifikante Unterschiede zwischen den Übertragungsmethoden unerkannt blieben.

Weiterhin ist zu beachten, dass für die parametrischen wie nichtparametrischen Tests die Nullhypothese untersucht wurde: Es gibt keinen Unterschied zwischen den Übertragungsmethoden. Die Stichproben waren mit 10 Übertragungen je Methode klein. Das bedeutet, dass die Gefahr eines β -Fehlers (Fehler zweiter Art) groß ist. In dieser Studie bedeutet ein großer β -Fehler: Es ist möglich, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Methoden gefunden wurde, obwohl er existent war.

In der Studie wurden jedoch zwischen den Druckformfolien und den Silikontrays in jeder Raumbene signifikante Unterschiede gefunden. Daher war die Stichprobengröße von $n = 10$ für den Methodenvergleich ausreichend.

9.4. Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurden 3 Verfahren des indirekten Klebens hinsichtlich der Genauigkeit der Bracketübertragung untersucht. Es sollte ermittelt werden:

- Wie stark die Bracketlage auf dem Patientenmodell von der Bracketposition auf dem Ausgangsmodell bei jeder der 3 Übertragungsmethoden abwich?
- Wie groß die Abweichungen zwischen benachbarten Brackets bei den verschiedenen Verfahren waren?
- Ob es Unterschiede bezüglich der Übertragungsgenauigkeit zwischen den einzelnen Methoden gab?

9.4.1. Mittlerer und maximaler Übertragungsfehler

Die größten durchschnittlichen Abweichungen ergaben sich bei allen 3 Übertragungsmethoden in der Vertikalebene. Dabei waren die Unterschiede zwischen den Methoden nicht signifikant (Tab. 3).

Die Ursache könnte darin begründet liegen, dass alle Übertragungsschablonen transversal eine größere Stabilität aufweisen als vertikal. Zusätzlich wurden die Schablonen durch leichten okklusalen Druck im Patientenmund fixiert. Das bedeutet, dass vertikal eine Kraft wirkte, die das Übertragungstray verformte. Daher wäre ein geringer vestibulärer Anpressdruck zur Trayfixierung wahrscheinlich günstiger gewesen.

Die ermittelten Ergebnisse sind mit den durchschnittlichen Übertragungsfehlern vergleichbar, die in anderen Studien gefunden wurden (Tab. 6). Jedoch waren die gemessenen durchschnittlichen Bracketabweichungen in der vorliegenden Arbeit sowohl in der Horizontal- als auch in der Vertikalebene geringer.

Studie	Übertragungsmaterial	mittlerer Übertragungsfehler [mm]	
		x- y-Richtung	z-Richtung
<i>Koo</i> ⁴⁹	Silikon mit Druckformfolienverstärkung	0,18	0,31
<i>Lohe</i> ⁵¹	Druckformfolie	0,018-0,174	0,204
	Einzelkäppchen/Transferschlüssel	0,016-0,030	0,004
<i>Töpfer</i> ⁸⁵	Druckformfolie	0,15	0,20

Tab. 6: Durchschnittlicher Übertragungsfehler des indirekten Klebens der Studien von *Koo et al.*⁴⁹, *Lohe*⁵¹ und *Töpfer*⁸⁵.

Zwischen den Übertragungsmaterialien traten signifikante Unterschiede beim durchschnittlichen Übertragungsfehler lediglich in y-Richtung auf (Abb. 47 und Tab. 3). Hier erzeugten die Druckformfolien signifikant größere Abweichungen als die Silikontrays. Die Ursache hierfür ist in deren thermoplastischer Schrumpfung bei der Herstellung zu sehen. Dieser Effekt wird umso stärker, je weiter man sich den Folienenden nähert. Folglich sind die größten Abweichungen bei den Druckformfolien in der Molarenregion zu finden.

Lohe kam zu dem Ergebnis, dass die Übertragungsfehler bei den Druckformfolien in der Vertikalen und die Rotation um den Bracket Schlitz signifikant höher waren als bei den Einzelkäppchen (Transferschlüssel)⁵¹. Er stellte zusätzlich fest, dass die Brackets bei den Druckformfolien nach inzisal/okklusal verschoben wurden. Diese Aussage konnte in der vorliegenden Untersuchung nicht bestätigt werden. So zeigt Abbildung 40, dass die

wahren vertikalen Übertragungsfehler bei den Druckformfolien gleichmäßig um die ideale Bracketlage streuten, sowohl nach inzisal/okklusal als auch nach zervikal.

Weiterhin wurde bei den Druckformfolien der größte maximale Übertragungsfehler von der Idealposition in allen 3 Raumdimensionen nachgewiesen (Tab. 4). Diese maximale Abweichung von mehr als 1 mm in jeder Raumdimension trat bei einer Übertragung (von 10 Übertragungen der Druckformfolien) am Zahn 26 auf. Dieser einzelne Extremwert zeigt jedoch die Schwierigkeit der Bracketpositionierung mit einer aus zwei Druckformfolien bestehenden Übertragungsschablone. So wurde das Bracket an Zahn 26 primär durch die erste Folie (0,5 mm Copyplast) auf dem Patientenmodell fixiert. Danach wurde die 2,0 mm dicke Biocryl-Folie aufgesetzt. Dabei wurde wahrscheinlich das Bracket an Zahn 26 aus der Fixierung der Copyplast-Folie gedrückt (Tab. 4, Tab. 10 im Anhang).

Lohe und *Töpfer* stellten mit Druckformfolie vergleichbare maximale Übertragungsfehler fest^{51,85} (Tab. 7).

Übertragungsmaterial Druckformfolien	maximaler Übertragungsfehler [mm]	
	x-y-Richtung	z-Richtung
<i>Lohe</i> ⁵¹	0,45-1,10	0,95
<i>Töpfer</i> ⁸⁵	0,80	0,95

Tab. 7: Von *Lohe* und *Töpfer* ermittelte maximale Übertragungsfehler bei Verwendung von Druckformfolien beim indirekten Kleben^{51,85}.

Auch bei den Übertragungstrays aus Silikon waren die größten mittleren und maximalen Abweichungen der Bracketpositionen in der vertikalen z-Ebene zu finden (Tab. 3 und 4).

Eine wahrscheinliche Ursache für Übertragungsfehler der Memosil-Trays ist die relativ geringe Shore-Härte von A 72. Durch okklusalen Anpressdruck während des Übertragens verformt sich das Memosil und damit ändern auch die Brackets ihre ursprüngliche Lage im Silikon. Diese Beobachtung war die Grundlage zur Untersuchung kombinierter Silikontrays aus Futar-D und Memosil. Futar-D hat mit einer Shore-Härte von D > 43 auch unter Druckeinwirkung eine sehr gute Dimensionsstabilität, während das elastischere Memosil die Brackets sicher hält. Gleichzeitig ist Memosil ausreichend weich, um das Tray von den Brackets abziehen zu können, ohne diese von den Zähnen abzureißen.

Der palatinale Anteil der Zähne wurde bei den Trays aus Futar-D/Memosil nicht mit Silikon bedeckt, weil erwartet wurde, dass die hohe *Shore*-Härte des Futar-D eine stabile transversale Dimension gewährleistet. Die Messergebnisse bestätigen diese Vermutung.

Während beim durchschnittlichen Übertragungsfehler zwischen Memosil-Trays und Futar-D/Memosil-Trays in den drei Raumebenen kein signifikanter Unterschied feststellbar war, erzeugten die Futar-D/Memosil-Trays in der x-, y-, und z-Richtung kleinere maximale Übertragungsfehler als die Memosil-Trays (Tab. 4, Tab. 11 und 12 im Anhang).

Die Streuung der Übertragungsfehler wird durch die Standardabweichung dargestellt. Dabei haben die Druckformfolien auf der x- und z-Achse höhere Standardabweichungen als die Silikontrays. Das bedeutet, dass die Übertragungsfehler bei den Druckformfolien in x- und z-Richtung mehr streuen als beim Silikon (Tab. 4).

Auch *Lohe*⁵¹ stellte bei der Übertragung mittels Druckformfolien einen höheren Streubereich der Bracketpositionen als bei den Einzelkappchen fest. Jedoch waren die von ihm ermittelten Standardabweichungen für die Druckformfolien in jeder Raumdimension höher (Tab. 8).

Übertragungsmaterial Druckformfolien	Standardabweichung [mm]	
	x-y-Richtung	z-Richtung
<i>Lohe</i> ⁵¹	0,13-0,31	0,28

Tab. 8: Von *Lohe* ermittelte Standardabweichungen bei Verwendung von Druckformfolien beim indirekten Kleben⁵¹.

Auch die von *Koo*⁴⁹ et al. ermittelten Standardabweichungen für Silikontrays mit Druckformfolienverstärkung waren höher als in dieser Studie. Auch bei ihnen traten die größten Standardabweichungen in der Vertikalen auf (Tab.9).

Übertragungsmaterial Silikon mit Druck- formfolienverstärkung	Standardabweichung [mm]	
	x-y-Richtung	z-Richtung
<i>Koo et al.</i> ⁴⁹	0,14	0,25

Tab. 9: Von *Koo* und Mitarbeiter ermittelte Standardabweichungen bei Verwendung von Silikonübertragungstrays mit Druckformfolienverstärkung beim indirekten Kleben⁴⁹.

Die größere Streuung der Druckformfolien vor allem in der z-Ebene ist wahrscheinlich auf einen nicht spannungsfreien Sitz der thermoplastischen Folien zurückzuführen.

Die zusammenfassende Betrachtung der durchschnittlichen sowie der maximalen Abweichungen und der mittleren Standardabweichungen der Bracketpositionen lässt die untersuchten Silikontrays vorteilhafter erscheinen als die Druckformfolien. Die Ergebnisse der Silikontrays aus Memosil unterscheiden sich nicht signifikant von denen aus Futar-D/Memosil.

9.4.2. Abweichung zwischen benachbarten Brackets

Die absolute Abweichung benachbarter Brackets beschreibt die Gleichmäßigkeit der Bracketübertragung. Eine Übertragung, bei der alle Brackets um den gleichen Betrag in eine Richtung verschoben werden, führt zu besseren klinischen Ergebnissen als eine, bei der benachbarte Brackets zwar um den gleichen Betrag aber in unterschiedliche Richtungen verschoben werden.

Die größten mittleren sowie maximalen Abweichungen und Standardabweichungen zwischen benachbarten Brackets zeigten in jeder Raumdimension die Druckformfolien (Tab. 5).

Der Unterschied zwischen Druckformfolien und Silikontrays ist in der Transversalen zwischen 2 Brackets, in der Sagittalen zwischen 4 Brackets und in der Vertikalen zwischen 3 Brackets signifikant beziehungsweise hochsignifikant (Abb. 48 bis 50).

Das bedeutet, dass die Druckformfolien die Brackets bei der Übertragung stärker drehen und kippen als die Silikontrays. Es kommen 2 Ursachen in Betracht. Erstens könnten die Ungenauigkeiten durch thermoplastische Spannungen während der Herstellung entstehen. Die zweite Möglichkeit ist in der zeitlich versetzten Übertragung zweier Druckformschienen zu sehen. Nach Übertragung der 0,5 mm dicken Copyplast-Folie wird die 2,0 mm dicke Biocryl-Folie über die Copyplast-Folie aufgesetzt. Es ist möglich, dass dadurch die Brackets aus der Position in der Copyplast-Schiene ganz oder teilweise herausgedrückt werden.

Aus den signifikant höheren Abweichungen zwischen benachbarten Brackets bei den Druckformfolien resultiert, dass auf benachbarte Zähne keine gleichmäßigen Torque-, Angulations-, In-Out- und Vertikalinformationen übertragen werden. Zwischen benachbarten Zähnen wird in jeder Raumdimension ein stärkerer Versatz entstehen als bei den Silikontrays. Zeitraubende Ausgleichsbiegungen werden erforderlich.

Die Silikontrays übertragen die Brackets in jeder Raumdimension gleichmäßiger. Zwischen den Silikontrays konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Aus den Abbildungen 49 und 50 ist jedoch zu entnehmen, dass bei den Memosiltrays die größten Abweichungen in der Sagittalen und Vertikalen zwischen dem 3. und 4. Bracket bezüglich des Medianwertes und der Streuung der Ober- und Untergrenzen (whisker) entstanden. Beim Vergleich zwischen den segmentierten Memosiltrays und den nicht segmentierten Übertragungsschablonen aus Futar-D/Memosil fielen die Memosiltrays zwischen dem 3. und 4. Bracket (Zahn 23 und 11) mit größeren Abweichungen auf, obwohl keine Signifikanz festgestellt werden konnte.

Ursache der größeren Abweichungen der Memosiltrays zwischen dem 3. und 4. Bracket ist die Segmentierung zwischen den Zähnen 11 und 21 in 2 Hälften. Diese wurden nacheinander übertragen. Das bedeutet, dass die Schienen den okklusalen Druck beim Übertragen nicht gleichmäßig auf beide Quadranten verteilen konnten. Durch Lage der Trennlinie resultiert vor allem eine vertikale Diskrepanz zwischen den Zähnen 11 und 23 (3. und 4. Bracket).

9.5. Vergleich zwischen dem direkten und dem indirekten Kleben

Alle Methoden des indirekten Klebens haben das Ziel, sowohl die Belastung für Patient und Behandler zu reduzieren, als auch die Genauigkeit der Bracketplatzierung zu erhöhen^{1,4,16,18,21,35,40,45,49,50,54,83,84,92}. In Zeitstudien ergab sich bei *Aguirre* et al. für das indirekte Kleben eine fast 50 % geringere Behandlungszeit für das Bekleben beider Kiefer als bei der direkten Bracketplatzierung (24 statt 42 Minuten)¹. *Nedwed* et al. ermittelten einen Zeitbedarf beim indirekten Vorgehen von durchschnittlich 4,4 min pro Kiefer⁶². Andere Autoren gaben einen Zeitbedarf von 6-30 min an^{2,18,31,73,76,78}. Hinsichtlich der Genauigkeit stellten *Aguirre* et al. fest, dass die direkte Bracketplatzierung der indirekten an den Eckzähnen in Bezug auf die Angulation und an den oberen Eckzähnen bezüglich der vertikalen Positionierung signifikant unterlegen ist. An den unteren zweiten Prämolaren führte das direkte Kleben bei der vertikalen Positionierung zu besseren Ergebnissen. *Koo* und Mitarbeiter kamen zu dem Resultat, dass die indirekte Bracketplatzierung signifikant bessere Ergebnisse erzielte in Bezug auf die vertikale Bracketposition an den Zähnen 15 und 31, bezüglich der Angulation an Zahn 12 sowie bei der mesiodistalen Positionierung an Zahn 31⁴⁹.

Mit der vorgestellten Studie ist es möglich, den Übertragungsfehler verschiedener Tray-Materialien des indirekten Klebens zu bestimmen und zu vergleichen. Es ist jedoch zu bedenken, dass sich der Gesamtfehler beim indirekten Kleben aus zwei Teilen zusammensetzt: dem Übertragungsfehler und dem Bracketplatzierungsfehler, der beim Positionieren der Brackets auf den Arbeitsmodellen entsteht und hier nicht untersucht wurde.

Der größte mittlere Übertragungsfehler wurde in dieser Studie in der Vertikalebene gemessen. Dieser lag sowohl bei den Druckformfolien als auch bei den Silikontrays zwischen 0,16 und 0,19 mm. Diese Werte sind geringer als die durchschnittlichen vertikalen Bracketplatzierungsfehler des direkten Klebens, wie sie von *Balut et al.*¹² sowie *Koo und Mitarbeiter*⁴⁹ bestimmt wurden. Jedoch muss zu den Übertragungsfehler der Bracketplatzierungsfehler auf dem Ausgangsmodell hinzugerechnet werden.

So stellten *Jost-Brinkmann* und *Knieknecht* bei Verwendung einer *Anderson-Gauge* einen mittleren vertikalen Bracketplatzierungsfehler auf dem Arbeitsmodell von 0,25 mm und bei Bracketplatzierung mittels Slot-Machine von 0,24 bis 0,27 mm fest (z-Ebene). Der maximale vertikale Positionierungsfehler betrug 1,0 mm bei der *Anderson-Gauge* und 1,1 mm bei der Slotmaschine^{42,47}.

Angelakis, der den gleichen Versuchsaufbau wie *Jost-Brinkmann et al.* verwendete, stellte einen vertikalen Platzierungsfehler bei der *Anderson-Gauge* von 0,21 bis 0,23 mm und mit der Slotmaschine von 0,25 bis 0,42 mm fest. Der maximale vertikale Positionierungsfehler lag bei der *Anderson-Gauge* bei 1,4 mm und für die Slotmaschine bei 1,5 mm⁹.

Somit addiert sich der durchschnittliche Gesamtfehler des indirekten Klebens auf 0,4 bis 0,5 mm. Dieser Gesamtfehler ist mit dem Positionierungsfehler des direkten Klebens vergleichbar^{12,49}.

Es ist zu beachten, dass es sich hierbei um eine Betrachtung von Mittelwerten handelt. Im ungünstigsten Fall können sich maximale Bracketpositionierungsfehler auf dem Arbeitsmodell mit den hohen Streubreiten der Übertragungstrays bei den Druckformfolien auf 2,5 bis 3,0 mm in der Vertikalebene addieren.

Miethke stellte fest, dass die Torqueänderung bei vertikaler Bracketverschiebung aufgrund der Kronenwölbung von den Frontzähnen zu den Molaren zunimmt und im Unterkiefer größer ist als im Oberkiefer⁵⁵.

Ein vertikaler Positionierungsfehler von 3 mm an einem unteren ersten Prämolaren hat laut *Meyer* und *Nelson* eine um 15°, laut *Miethke* eine um 14,7° veränderte

Torquewirkung zur Folge^{53,55}. *Germane* stellte bei 3 mm Vertikalabweichung an einem unteren zweiten Prämolaren eine Torqueabweichung von 25,8° fest³³.

Jedoch sollte ein so hoher vertikaler Übertragungsfehler vom Behandler erkannt und korrigiert werden.

Weitere Fehler können durch Ungenauigkeiten der Abformung und zwischenzeitliche Zahnbewegungen auftreten.

10. Schlussfolgerungen

Zur Verbesserung der Übertragungsgenauigkeit des indirekten Klebens sollten:

- Die Übertragungsschablonen aus Memosil^c beziehungsweise Futar-D/Memosil^{d,c} den Druckformfolien aus 0,5 mm Copyplast^a und 2,0 mm Biocryl^b vorgezogen werden.
- Die Silikontrays sollten nicht getrennt werden.

11. Zusammenfassungen

11.1. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Bestimmung der dreidimensionalen Bracketübertragungsgenauigkeit des indirekten Klebens verschiedener Schablonenmaterialien. Die Trays bestanden aus:

- Druckformfolien: 0,5 mm Copyplast^a und 2,0 mm Biocryl^b. Die Schienen waren nicht getrennt und wurden nacheinander übertragen.
- Silikon: Memosil^c. Die Schablonen wurden in 2 Hälften getrennt. Diese wurden nacheinander übertragen.
- Silikone: Futar-D/Memosil^{d,c}. Die Trays waren nicht segmentiert und wurden in einem Stück übertragen.

Aus jedem Material wurden 10 Trays hergestellt und je Übertragung wurden in der In-vitro-Studie 7 Brackets auf ein Gipsmodell geklebt, welches als Patientenersatz diente.

Die Bracketpositionen wurden vor und nach der Übertragung in 2 unterschiedlichen Raumebenen, die einen bekannten Winkel zueinander bildeten, von einer konstanten Kameraposition optisch vermessen. Für jeden Bracketpunkt wurde je Ebene ein Sagittalwert und ein Transversalwert in einem zweidimensionalen Koordinatensystem bestimmt. Die vertikale Bracketposition wurde aus den Koordinatenwerten der beiden Ebenen berechnet.

Folgende Ergebnisse wurden ermittelt:

- Die größte Bracketabweichung trat bei allen 3 Materialien in der Vertikalen auf. Der durchschnittliche Fehler in der Vertikalen zeigte bei allen 3 Methoden ähnliche Werte.
- In der Sagittalen wurden für die Druckformfolien signifikant höhere Fehler festgestellt. Der Fehler nahm nach posterior zu.
- Die Druckformfolien zeigten bei der Abweichung benachbarter Brackets in jeder Raumdimension die signifikant höchsten Abweichungen. Die Brackets kippten und drehten bei der Übertragung stärker als bei den Silikontrays.
- Zwischen den Silikontrays bestand kein signifikanter Unterschied. Jedoch zeigte der Ort der Segmentierung bei den Memosiltrays einen erhöhten Übertragungsfehler in der Sagittalen und Vertikalen.

In dieser Arbeit wurde der Übertragungsfehler verschiedener Materialien des indirekten Klebens ermittelt. Für eine Beurteilung des Gesamtfehlers des indirekten Klebens muss der Bracketplatzierungsfehler auf den Ausgangsmodellen zusätzlich berücksichtigt werden.

11.2. Summary

The aim of this research is the definition of the exactness of the 3-D bracket-transfer, using indirect bonding of different pattern-materials. The trays consist of:

- Thermoplastic foils: 0,5 mm Copyplast and 2,0 mm Biocryl. The trays had not been divided and they were transferred one after the other.
- Silicone: Memosil. The tray was divided into two halves which were transferred one after the other.
- Silicone: Futar-D/Memosil. The trays had not been segmented and were transferred as a whole.

Ten trays were made from each material. In the in-vitro-study at every transfer seven of the brackets were bonded on a cast which replaced the patient.

Before and after the transfer the positions of the brackets were optically measured from a steady camera position at two different levels which formed a known correlating angle. For each bracket position and each level one sagittal data and one transversal data were determined in a 2-D coordinate system. The vertical bracket position was calculated from the coordinates of both levels.

The following results had been ascertained:

- The maximum bracket difference occurred with all three materials in a vertical levels. The average mistake in the vertical level presented similar results in all three methods.
- At the sagittal level bigger mistakes had significantly been ascertained at the thermoplastic trays. The mistake was posteriorly rising.
- The difference of adjacent brackets in each level showed the most significant and largest mistakes in the thermoplastic trays. At transfer the brackets were tilting and turning more heavily as they did at the silicone trays.

- There was no significant difference between the silicone trays. The place of segmentation, however, showed an increasing mistake of transfer in the sagittal and vertical level at the Memosil trays.

In this research the mistake of transfer of indirect bonding with different materials had been ascertained. To judge about the mistake of indirect bonding as a whole, the mistakes in placing the brackets at the original model need additional consideration.

12. Schrifttum

1. Aguirre MJ, King GJ, Waldron JM: Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques. *Am J Orthod* 82: 269-276, 1982.
2. Aguirre MJ: Indirect bonding for lingual cases. *J Clin Orthod* 18: 565-569, 1984.
3. Alexander RG: The Vari-Simplex discipline. Part 1: Concept and appliance design. *J Clin Orthod* 17: 380-392, 1983.
4. Andrews LF: Lawrence F. Andrews über die Straight-wire-appliance. *Inf Orthod Kieferorthop* 23: 7-25, 1991.
5. Andrews LF: The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 62: 296-309, 1972.
6. Andrews LF: The straight-wire appliance. Explained and compared. *J Clin Orthod* 10: 174-195, 1976.
7. Andrews LF: The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod* 10: 99-114, 1976.
8. Andrews LF: The straight-wire appliance arch form, wire bending and an experiment. *J Clin Orthod* 10: 581-588, 1976.
9. Angelakis DE: Klebegenauigkeit von indirekt geklebten Brackets bei Positionierung durch Zahntechniker mit einer Bracketmeßlehre im Vergleich zu Bracketpositionierung mittels Slot-Machine. Zahnmed. Diss., Berlin, 1999.
10. Angle EH: The latest and best in orthodontic mechanism. *Dental Cosmos* 70: 1143-1158, 1928.
11. Armas Galindo HR, Sadowsky L, Vlachos C, Jakobson A, Wallace D: An in vivo comparison between a visible light-cured bonding system and a chemically cured bonding system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113: 271-275, 1998.
12. Balut N, Klapper L, Sandrik J, Bowman D: Variations in bracket placement in the preadjusted orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 102: 62-67, 1992.
13. Banach T, Wnuk PC: Praxistipp zum präzisen Positionieren von Brackets – der *Fleck*-Stift. *Kieferorthop* 18: 147-149, 2004.
14. Bennett J, McLaughlin RP: Bracketplatzierung und Straightwire-Apparatur. *Inf Orthod Kieferorthop* 27: 447-462, 1995.

15. Borchers L: Gips: Naturgips, synthetischer Gips. Quintessenz Zahntech 26: 939-954, 2000.
16. Borea G: Indirekte Methode für das Zementieren der Brackets auf den Zähnen. Quintessenz 10: 79-89, 1978.
17. Borges P, Prucha M: Improved isolation technique for bonding. J Clin Orthod 11: 285-287, 1977.
18. Brandt S, Servoss JM, Wolfson J: Practical methods of bonding direct and indirect. J Clin Orthod 9: 610-21, 24-35, 1975.
19. Carstensen W: Clinical results after direct bonding of brackets using shorter etching times. Am J Orthod 89: 70-72, 1986.
20. Cohen M, Silverman E: Indirect bonded practice. J Clin Orthod 8: 384-405, 1974.
21. Cohen M, Silverman E: Direct versus indirect bonding. Am J Orthod 75: 212-217, 1979.
22. Creekmore TD, Kunik RL: Straight wire: The next generation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 104: 8-20, 1993.
23. Creekmore TD: Lingual orthodontics – its renaissance. Am J Orthod Dentofacial Orthop 96: 120-137, 1989.
24. Dellinger EL: A scientific assessment of straight-wire appliance. Am J Orthod 73: 290-299, 1978.
25. Diedrich P: Bracketadhäsivtechnik in der Zahnheilkunde. Hanser, München, 1983.
26. Diedrich P: Die linguale Brackettfixation – Problematik und erste Erfahrungen. Fortschr Kieferorthop 45: 65-76, 1984.
27. Drescher D, Holtkamp C, Gisbertz M: Die Herstellung des diagnostischen Set up. Quintessenz Zahntech 16: 1341-1351, 1990.
28. Droschl H, Bantleon H-P: Bracket positioning gauge. J Clin Orthod 20: 266-268, 1986.
29. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S: Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. J Orofac Orthop 61: 258-265, 2000.
30. Frick J, Heideborn MO: Indirektes und direktes Kleben von Brackets (Vor- und Nachteile, praktisches Vorgehen). Fortschr Kieferorthop 40: 234-247, 1979.

31. Fried KH, Newman GV: Indirect bonding with a no-mix adhesive. *J Clin Orthod* 17: 414-417, 1983.
32. Gerhardt KD, Schopf PM: Fortschritte der Säureätztechnik – kontrolliertes Ätzen beim direkten und indirekten Kleben. *Prakt Kieferorthop* 2: 131-138, 1988.
33. Germane N, Bentley BE Jr, Isaacson RJ: Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96: 312-319, 1989.
34. Hablützel W: Direct bonding in orthodontics. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 86: 236-259, 1976.
35. Hickham JH: Predictable indirect bonding. *J Clin Orthod* 27: 215-217, 1993.
36. Hocevar RA, Vincent HF: Indirect versus direct bonding: bond strength and failure location. *Am J Dentofacial Orthop* 94: 367-371, 1988.
37. Hoffman BD: Indirect bonding with a diagnostic setup. *J Clin Orthod* 22: 509-511, 1988.
38. Hong RK, Soh BC: Customized indirect bonding method for lingual orthodontics. *J Clin Orthod* 33: 650-652, 1996.
39. Janssen J, Laatz W: *Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows*. Springer, Berlin Heidelberg, 1999.
40. Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R: Indirektes Kleben. Ein klinischer Bericht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 98: 1356-1363, 1988.
41. Jost-Brinkmann P-G: Indirektes Kleben nach Set-up. *Quintessenz* 41: 251-261, 1990.
42. Jost-Brinkmann P-G, Gunawan A, Knieknecht A, Miethke R-R: Bracketplatzierung mit der Slot-Machine im Vergleich zu einer konventionellen Bracketplatzierungstechnik. *Kieferorthop* 14: 197-204, 2000.
43. Jost-Brinkmann P-G, Papra PC, Gunawan A: Oberflächenbehandlung individualisierter Bracketbasen für die indirekte Bracketadhäsivtechnik. *Kieferorthop* 14: 255-264, 2000.
44. Jost-Brinkmann P-G, Lindenau S, Papra PC, Gunawan A: Lingualtechnik mit dem Orthomate am Beispiel einer Angle-Klasse II-Behandlung. *Kieferorthop* 15: 15-26, 2001.
45. Kasrovi PM, Timmins S, Shen A: A new approach to indirect bonding using light-cure composites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111: 652-656, 1997.

46. Kinch AP, Taylor H, Waltier R, Oliver RG, Newcombe RG: A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94: 476-483, 1988.
47. Knieknecht A: Untersuchungen zur Bracketplatzierung mit der Slot-Machine im Vergleich zu einer konventionellen Bracketplatzierungstechnik. Zahnmed. Diss., Berlin, 1999.
48. König M: Entwicklung eines rechnergestützten optischen Messverfahrens zur Bestimmung von Bracketpositionen. Zahnmed. Diss. in Vorbereitung, Berlin.
49. Koo BC, Chung CH, Vanarsdall RL: Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116: 346-351, 1999.
50. Lindquist JT. The edgewise appliance. In: Graber TM, Swain BF (eds.): *Orthodontics current principles and techniques*. Mosby, St. Louis: 565-639, 1985.
51. Lohe RM: Analyse der Übertragungsfehler bei indirekten Bracket-Adhäsiv-Techniken mit Hilfe eines dreidimensionalen Laser-Messverfahrens. Zahnmed. Diss., Düsseldorf, 2002.
52. McLaughlin D: Bonding in orthodontics – with emphasis on the indirect method. *Int J Orthod* 15: 6-21, 1977.
53. Meyer M, Nelson G: Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am J Orthod* 73: 485-498, 1978.
54. Milne JW, Andreasen GF, Jakobsen JR: Bond strenght comparison: a simplified indirect technique versus direct placement of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96: 8-15, 1989.
55. Miethke R-R: Zahnbewegungen dritter Ordnung bei Straight-wire-Apparaturen. *J orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 58: 186-197, 1997.
56. Moin K, Dogon IL: Indirect bonding of orthodontic attachments. *Am J Orthod* 72: 261- 275, 1977.
57. Moshiri F, Hayward MD: Improved laboratory procedure for indirect bonding. *J Clin Orthod* 13: 472-473, 1979.
58. Moskowitz EM, Knight LD, Sheridan JJ, Esmay T, Tovilo K: A new look at indirect bonding. *J Clin Orthod* 30: 277-281, 1996.

59. Muchitsch AP, Droschl H, Bantleon HP, Blumauer D, Stern G: Der Einfluß der vertikalen Bracketposition auf das kieferorthopädische Finish. *Fortschr Kieferorthop* 51: 195-203, 1990.
60. Myrberg NE, Warner CF: Indirect bonding technique. *J Clin Orthod* 16: 269-272, 1982.
61. Nedwed V, Böhme A, Kossack K-H: Eine praxistaugliche Methode zur indirekten Bracketplatzierung. *Kieferorthop* 17: 91-98, 2003.
62. Nedwed V, Kossack K-H, Dietrich K, Jost-Brinkmann P-G: Plasma- oder Halogenlampe zum indirekten Befestigen von Brackets – Eine In-vivo-Studie. *Kieferorthop* 18: 255-262, 2004.
63. Newman GV: Direct and indirect bonding of brackets. *J Clin Orthod* 8: 264-272, 1974.
64. Newman GV: A posttreatment survey of direct bonding of metal brackets. *Am J Orthod* 74: 197-206, 1978.
65. O'Brien KD, Read MJF, Sandison RJ, Roberts CT: A visible light-activated direct-bonding material: An in vivo comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 95: 348-351, 1989.
66. Read MJ, Orth D, O'Brien KD: A clinical trial of an indirect bonding technique with a visible light-cured adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98: 259-262, 1990.
67. Read MJ, Pearson AI: A method for light-cured indirect bonding. *J Clin Orthod* 32: 502-503, 1998.
68. Ronay F: Eine Methode zur Herstellung eines individuell programmierten Bracketsystems. *Inf Orthop Kieferorthop* 22: 25-30, 1990.
69. Roth RH: Five years clinical evaluation of the Andrews straight-wire appliance. *J Clin Orthod* 10: 836-850, 1976.
70. Schadlbauer E: Die indirekte Klebebrackettechnik. *Zahnärztl Prax* 9: 424-427, 1981.
71. Schiffer A, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R: Die Zugfestigkeit von Bracketklebungen in Abhängigkeit von der Kleberschichtstärke – eine In-vitro-Untersuchung. *Fortschr Kieferorthop* 53: 297-303, 1992.
72. Schluckebier R: Das Setzen von Klebebrackets unter absoluter Trockenlegung. *Fortschr Kieferorthop* 39: 428-433, 1978.
73. Scholz RB: Indirect bonding revisited. *J Clin Orthod* 17: 529-536, 1983.

74. Scholz RP, Schwartz ML: Lingual orthodontics: a status report. part 3. Indirect bonding – laboratory and clinical procedures. *J Clin Orthod* 16: 812-820, 1982.
75. Sernetz F: 10 Jahre DIN-Normung kieferorthopädischer Produkte. *Kieferorthop* 19: 149-156, 2005.
76. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS: A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod* 62: 236-244, 1972.
77. Silverman E, Cohen M: Current adhesives for indirect bracket bonding. *Am J Orthod* 65: 76-84, 1974.
78. Silverman E, Cohen M: A report on a major improvement in the indirect bonding technique. *J Clin Orthod* 9: 270-276, 1975.
79. Silverman E, Cohen M: The twenty-minute full strapup. *J Clin Orthod* 10: 764- 768, 1976.
80. Simmons MD. Improved laboratory procedure for indirect bonding of attachments. *J Clin Orthod* 12: 300-302, 1978.
81. Sinha PK, Nanda RS, Ghosh J: A thermal-cured, fluoride-releasing indirect bonding system. *J Clin Orthod* 29: 97-100, 1995.
82. Smaha CN, Voth ED: A positioning device for direct bracket attachment. *Am J Orthod* 62: 394-399, 1972.
83. Sondhi A: Efficient and effective indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115: 352-359, 1999.
84. Thomas RG: Indirect bonding – simplicity in action. *J Clin Orthod* 13: 93-106, 1979.
85. Töpfer MP: Untersuchung zur Präzision des indirekten Klebens von Brackets: eine In- vivo-Untersuchung an 20 Patienten. *Zahnmed. Diss, Frankfurt (Main)*, 2003.
86. Vardimon AD, Lambertz W: Statistical evaluation of torque angles in reference to straight-wire-appliance theories. *Am J Orthod* 89: 56-66, 1986.
87. Vardimon AD: Das diagnostische Set up. *Fortschr Kieferorthop* 47: 141-156, 1986.
88. Wirz J, Schmidli F: Modellmaterial Gips. Teil I: Materialien und Prüfmethode. *Quintessenz* 45: 85-91, 1994. Teil II: Resultate. *Quintessenz* 45: 281-288, 1994. Teil III: Resultate, Diskussion und Schlussfolgerungen. *Quintessenz* 45: 439-446, 1994.

89. Wirz J, Naef V, Schmidli F: Moderne Elastomere in neuen Darreichungsformen und Verarbeitungssystemen – Eine vergleichende Materialprüfung. Teil I: Material und Methoden. Quintessenz 49: 403-409, 1998. Teil II: Resultate und Diskussionen. Quintessenz 49: 513-520, 1998.
90. Wirz J, Schmidli F: Moderne Elastomere - Wichtige physikalische Eigenschaften. Teil II: Elastische Rückstellung und Volumenverhalten. Quintessenz 6: 1151-1156, 1989.
91. Zachrisson BU: A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. Am J Orthod 71: 173-189, 1977.
92. Zachrisson BU, Brobakken BO: Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. Am J Orthod 74: 62-78; 1978.

13. Anhang

13.1. Materialliste

- a. Copyplast 0,5 mm, Scheu-Dental, Iserlohn, 3176.
- b. Biocryl 2,0 mm, Scheu-Dental, Iserlohn, 3147.
- c. Memosil, Heareus Kulzer, Hanau.
- d. Futar-D Occlusion, Kettenbach, Eschenburg.
- e. Durimet Kleinhärteprüfer, Leitz, Oberkochen.
- f. Silikongießmasse dünnfließend weiß, Ebalta Kunststoff GmbH, Rothenburg o.d.Tauber.
- g. Röconit "Extra hart" Hartgips: W. Röhrich & Co. GmbH, Berlin.
- h. Victory Uni-Twin 0.18, 3M Unitek, Puchheim, Zahn 11: 018-814,
Zahn 12: 018-816,
Zahn 23: 018-817,
Zahn 14, 25: 018-807.
- i. Victory Convertible-Tube, 3M Unitek, Puchheim, Zahn 16: 068-813,
Zahn 26: 068-814.
- j. master 3000-Punktschweißgerät, Dentaurum, Ispringen.
- k. Isoliermittel, Dentaurum, Ispringen, 162-800-00.
- l. Phase II, Reliance Orthodontic Products, Illinois, USA.
- m. Biostar-Druckformgerät, Scheu-Dental, Iserlohn.
- n. Wachsdraht farblos 3 mm, Dt & Shop, Bad Bocklet, 31293.
- o. Excel, Reliance Orthodontic Products, Illinois, USA.
- p. CCD-Kamera AVC-D7CE-No.10890, Sony, Berlin (Europazentrale).
- q. Mikroskop M8/Adapter: 543669/0,63 x .1/2"=11,6/0,63 x .2/3"=17,5, Wild Herrbrugg, Schweiz.
- r. Kipptisch mit Einspannvorrichtung, Eigenkonstruktion von *König*⁴⁸.
- s. Motorisierter Linearversteller – Serie 24, Steigung der Antriebsspindel: 1mm, Baujahr 1991/1992, OWIS, Staufen i. Br.
- t. Schrittmotor SM 440, 12V/0,4A, OWIS, Staufen i. Br.
- u. Schrittmotorsteuerung: Modulbox S 01, Schrittmotorsteuerkarte SMK 01, OWIS, Staufen i. Br.
- v. PC 386, Tandon Plus, Kalifornien, USA.

13.2. Tabellen der maximalen Übertragungsfehler, absoluten Mittelwerte und Standardabweichungen

Raumdimension	x			y			z		
	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]
Zahn 26									
1. Messpunkt	1,17	0,16	0,35	1,00	0,36	0,25	1,37	0,28	0,39
2. Messpunkt	0,92	0,12	0,28	1,06	0,37	0,26	1,59	0,32	0,45
3. Messpunkt	0,94	0,14	0,28	1,00	0,36	0,25	1,47	0,30	0,42
Zahn 25									
1. Messpunkt	0,13	0,07	0,03	0,23	0,13	0,06	0,21	0,13	0,08
2. Messpunkt	0,09	0,06	0,03	0,25	0,14	0,06	0,29	0,15	0,09
3. Messpunkt	0,16	0,10	0,04	0,21	0,12	0,06	0,32	0,16	0,10
Zahn 23									
1. Messpunkt	0,12	0,06	0,04	0,20	0,08	0,06	0,30	0,11	0,09
2. Messpunkt	0,11	0,06	0,04	0,10	0,05	0,03	0,50	0,14	0,15
3. Messpunkt	0,13	0,06	0,05	0,12	0,06	0,04	0,71	0,18	0,23
Zahn 11									
1. Messpunkt	0,26	0,09	0,08	0,12	0,06	0,04	0,30	0,14	0,10
2. Messpunkt	0,27	0,10	0,07	0,10	0,05	0,03	0,29	0,13	0,09
3. Messpunkt	0,27	0,09	0,08	0,13	0,06	0,04	0,27	0,12	0,09
Zahn 12									
1. Messpunkt	0,44	0,10	0,13	0,11	0,05	0,04	1,16	0,19	0,35
2. Messpunkt	0,40	0,11	0,11	0,11	0,05	0,04	0,81	0,17	0,23
3. Messpunkt	0,23	0,07	0,07	0,23	0,07	0,07	0,59	0,17	0,17
Zahn 14									
1. Messpunkt	0,09	0,04	0,03	0,11	0,05	0,03	0,39	0,16	0,14
2. Messpunkt	0,11	0,05	0,03	0,14	0,06	0,04	0,40	0,15	0,14
3. Messpunkt	0,13	0,06	0,04	0,12	0,05	0,04	0,42	0,15	0,13
Zahn 16									
1. Messpunkt	0,14	0,09	0,04	0,26	0,17	0,06	0,26	0,14	0,09
2. Messpunkt	0,16	0,10	0,05	0,30	0,19	0,07	0,36	0,17	0,13
3. Messpunkt	0,21	0,13	0,06	0,28	0,18	0,06	0,37	0,17	0,13
Mittelwert	0,31	0,09	0,09	0,29	0,13	0,04	0,38	0,16	0,18

Tab. 10: Übertragungsmethode: 0,5 mm Copyplast^a und 2,0 mm Biocryl^b.

Absoluter maximaler Übertragungsfehler, absoluter Mittelwert, Standardabweichung (aus den absoluten Bracketabweichungen) jedes Messpunktes aus 10 Übertragungen.

SD = Standardabweichung.

Raumdimension	x			y			z		
	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]
Zahn 26									
1. Messpunkt	0,10	0,05	0,04	0,21	0,08	0,07	0,40	0,17	0,11
2. Messpunkt	0,11	0,05	0,04	0,21	0,08	0,07	0,39	0,17	0,11
3. Messpunkt	0,13	0,05	0,04	0,21	0,08	0,07	0,34	0,16	0,09
Zahn 25									
1. Messpunkt	0,12	0,06	0,04	0,17	0,07	0,06	0,27	0,13	0,07
2. Messpunkt	0,11	0,06	0,04	0,17	0,07	0,06	0,24	0,12	0,06
3. Messpunkt	0,12	0,06	0,04	0,16	0,07	0,06	0,24	0,11	0,06
Zahn 23									
1. Messpunkt	0,22	0,09	0,07	0,14	0,05	0,04	0,15	0,08	0,04
2. Messpunkt	0,21	0,10	0,07	0,14	0,05	0,04	0,15	0,09	0,04
3. Messpunkt	0,25	0,10	0,08	0,14	0,05	0,04	0,15	0,09	0,05
Zahn 11									
1. Messpunkt	0,24	0,10	0,10	0,15	0,06	0,05	0,57	0,20	0,18
2. Messpunkt	0,25	0,10	0,10	0,15	0,07	0,06	0,55	0,20	0,18
3. Messpunkt	0,24	0,10	0,10	0,16	0,06	0,05	0,52	0,19	0,17
Zahn 12									
1. Messpunkt	0,22	0,10	0,09	0,18	0,06	0,06	0,46	0,22	0,16
2. Messpunkt	0,23	0,10	0,10	0,17	0,06	0,06	0,43	0,21	0,14
3. Messpunkt	0,22	0,09	0,09	0,20	0,06	0,06	0,41	0,21	0,15
Zahn 14									
1. Messpunkt	0,17	0,07	0,06	0,19	0,08	0,06	0,35	0,17	0,11
2. Messpunkt	0,18	0,07	0,06	0,19	0,07	0,06	0,33	0,17	0,11
3. Messpunkt	0,16	0,07	0,05	0,19	0,08	0,06	0,35	0,16	0,11
Zahn 16									
1. Messpunkt	0,06	0,04	0,01	0,21	0,09	0,07	0,37	0,17	0,10
2. Messpunkt	0,06	0,04	0,02	0,21	0,09	0,07	0,37	0,19	0,11
3. Messpunkt	0,06	0,03	0,02	0,21	0,09	0,07	0,34	0,18	0,10
Mittelwert	0,17	0,07	0,06	0,18	0,07	0,06	0,35	0,16	0,11

Tab. 11: Übertragungsmethode: Memosil^c.

Absoluter maximaler Übertragungsfehler, absoluter Mittelwert, Standardabweichung (aus den absoluten Bracketabweichungen) jedes Messpunktes aus 10 Übertragungen.

SD = Standardabweichung.

Raumdimension	x			y			z		
	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]
Zahn 26									
1. Messpunkt	0,12	0,06	0,04	0,15	0,09	0,04	0,55	0,27	0,14
2. Messpunkt	0,14	0,06	0,04	0,15	0,10	0,04	0,55	0,27	0,13
3. Messpunkt	0,11	0,05	0,04	0,14	0,09	0,03	0,54	0,26	0,13
Zahn 25									
1. Messpunkt	0,12	0,05	0,03	0,12	0,07	0,04	0,37	0,21	0,07
2. Messpunkt	0,12	0,06	0,04	0,13	0,07	0,04	0,31	0,19	0,06
3. Messpunkt	0,10	0,05	0,03	0,11	0,06	0,04	0,35	0,20	0,07
Zahn 23									
1. Messpunkt	0,11	0,07	0,03	0,10	0,05	0,03	0,29	0,16	0,07
2. Messpunkt	0,13	0,08	0,03	0,11	0,06	0,03	0,30	0,15	0,07
3. Messpunkt	0,12	0,07	0,03	0,09	0,05	0,03	0,30	0,14	0,08
Zahn 11									
1. Messpunkt	0,20	0,07	0,07	0,12	0,07	0,04	0,43	0,18	0,13
2. Messpunkt	0,20	0,07	0,07	0,14	0,07	0,04	0,39	0,16	0,13
3. Messpunkt	0,19	0,07	0,06	0,12	0,07	0,04	0,44	0,17	0,14
Zahn 12									
1. Messpunkt	0,20	0,07	0,07	0,12	0,06	0,04	0,46	0,18	0,15
2. Messpunkt	0,20	0,07	0,07	0,12	0,06	0,04	0,41	0,17	0,14
3. Messpunkt	0,19	0,07	0,07	0,12	0,06	0,04	0,43	0,19	0,14
Zahn 14									
1. Messpunkt	0,13	0,05	0,04	0,11	0,07	0,04	0,41	0,15	0,15
2. Messpunkt	0,15	0,06	0,04	0,12	0,07	0,04	0,41	0,17	0,13
3. Messpunkt	0,11	0,05	0,03	0,12	0,07	0,04	0,43	0,17	0,13
Zahn 16									
1. Messpunkt	0,14	0,04	0,04	0,16	0,10	0,05	0,36	0,17	0,11
2. Messpunkt	0,14	0,05	0,04	0,16	0,10	0,05	0,38	0,20	0,11
3. Messpunkt	0,15	0,05	0,04	0,15	0,10	0,05	0,33	0,17	0,10
Mittelwert	0,15	0,06	0,05	0,13	0,07	0,04	0,40	0,19	0,11

Tab. 12: Übertragungsmethode: Futar-D/Memosil^{d,c}.

Absoluter maximaler Übertragungsfehler, absoluter Mittelwert, Standardabweichung (aus den absoluten Bracketabweichungen) jedes Messpunktes aus 10 Übertragungen.

SD = Standardabweichung.

Raumdimension	x			y			z		
	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]	Max. Fehler [mm]	Mittelwert [mm]	SD [mm]
Folie									
1. -2. Bracket	0,97	0,14	0,29	0,77	0,23	0,21	1,62	0,30	0,48
2. -3. Bracket	0,17	0,06	0,05	0,20	0,11	0,04	0,62	0,22	0,17
3. -4. Bracket	0,14	0,07	0,05	0,19	0,08	0,05	0,77	0,22	0,25
4. -5. Bracket	0,17	0,06	0,05	0,14	0,07	0,04	0,93	0,23	0,26
5. -6. Bracket	0,14	0,06	0,04	0,25	0,08	0,07	0,70	0,19	0,19
6. -7. Bracket	0,13	0,06	0,04	0,18	0,14	0,04	0,44	0,17	0,13
Mittelwert	0,29	0,07	0,09	0,29	0,12	0,08	0,85	0,22	0,25
Memosil									
1. -2. Bracket	0,04	0,02	0,01	0,05	0,02	0,01	0,08	0,04	0,03
2. -3. Bracket	0,11	0,04	0,03	0,08	0,03	0,02	0,18	0,07	0,05
3. -4. Bracket	0,11	0,05	0,04	0,21	0,08	0,07	0,42	0,19	0,14
4. -5. Bracket	0,03	0,02	0,01	0,07	0,02	0,02	0,08	0,04	0,02
5. -6. Bracket	0,10	0,03	0,03	0,07	0,03	0,02	0,20	0,06	0,06
6. -7. Bracket	0,11	0,05	0,04	0,03	0,02	0,01	0,08	0,04	0,02
Mittelwert	0,08	0,03	0,03	0,09	0,03	0,03	0,17	0,08	0,05
Futar									
1. -2. Bracket	0,04	0,02	0,01	0,06	0,02	0,02	0,17	0,07	0,05
2. -3. Bracket	0,07	0,02	0,02	0,03	0,02	0,01	0,17	0,07	0,06
3. -4. Bracket	0,08	0,04	0,02	0,10	0,05	0,03	0,23	0,09	0,07
4. -5. Bracket	0,02	0,01	0,01	0,04	0,02	0,01	0,06	0,03	0,02
5. -6. Bracket	0,11	0,04	0,03	0,07	0,02	0,02	0,16	0,04	0,05
6. -7. Bracket	0,07	0,04	0,02	0,07	0,03	0,02	0,10	0,05	0,03
Mittelwert	0,06	0,03	0,02	0,06	0,03	0,02	0,15	0,06	0,05

Tab. 13: absolute Differenz benachbarter Brackets.

Dargestellt sind die maximalen Übertragungsfehler, Mittelwerte, Standardabweichungen der 10 Übertragungen pro Methode.

SD = Standardabweichung.

13.3. Danksagung

Herrn Prof. Dr. *P.-G. Jost-Brinkmann* danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas, der engagierten Unterstützung und seiner charmanten Motivation in jeder Phase der Erstellung dieser Arbeit.

Herrn *M. König* gebührt mein besonderer Dank für die Bereitstellung der Vermessungsapparatur und der Zeit, die er für die technische Umsetzung der Arbeit aufbrachte, insbesondere aber für das entgegengebrachte Vertrauen.

Herrn Prof. Dr. Dr. *W. Hopfenmüller* danke ich für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten.

Herrn *A. Bartels* und Frau *C. Zeyher* danke ich für ihre hilfreiche Unterstützung bei EDV-Problemen.

Von ganzem Herzen möchte ich mich bei meinen Eltern und Großeltern bedanken, die mich liebevoll großgezogen haben.

Vor allem möchte ich mich bei *Anja* bedanken, die mir während der Durchführung dieser Arbeit den Rücken freihielt und mit Ihrer Herzenswärme jeden meiner Tage bereicherte.

13.4. Lebenslauf

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

Potsdam, den 06.10.2006

Stefan Dörfer

13.5. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass die Dissertation von mir selbst und ohne Hilfe Dritter verfasst wurde, auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten darstellt und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur vollständig angegeben sind.

Potsdam, den 06.10.2006

Stefan Dörfer