

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

***Reproduzierbarkeit eines magnetbasierten
Systems zur Aufzeichnung von Unterkieferbewegungen***

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Janosch Goob
aus Heilbronn

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik GÜth

Mitberichterstatter: apl. Prof. Dr. Christoph Benz

Priv. Doz. Dr. Dr. Florian Probst

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dr. Oliver Schubert, M.Sc.

Dekan:

Prof. Dr. med. dent. Reinhard HICKEL

Tag der Mündlichen
Prüfung:

21.06.2021

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen oder Gebrauchsbezeichnungen sind zum Teil patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen einer Kennzeichnung bzw. des Symbols „®“ darf nicht gefolgert werden, dass es sich dabei um einen freien Warennamen handelt.

Inhaltsverzeichnis

1	<u>EINLEITUNG.....</u>	<u>1</u>
2	<u>LITERATURÜBERSICHT</u>	<u>6</u>
2.1	FUNKTIONELLE ANATOMIE DES KAUORGANS	6
2.1.1	DAS KIEFERGELENK.....	6
2.1.2	DIE KIEFERBEWEGUNGEN.....	7
2.1.2.1	Bewegungen in der Sagittalebene	8
2.1.2.2	Bewegungen in der Horizontalebene	9
2.1.2.3	Natürliche Unterkieferbewegung.....	10
2.1.2.4	Sagittaler Kondylenbahnneigungswinkel	11
2.1.2.5	Bennett-Winkel.....	11
2.2	ÜBERSICHT ÜBER VERFAHREN DER INSTRUMENTELLEN FUNKTIONSANALYSE UND GELENKBAHNAUFZEICHNUNG	12
2.3	HISTORISCHE ENTWICKLUNG	12
2.4	MECHANISCHE REGISTRIERVERFAHREN.....	13
2.5	ELEKTRONISCHE REGISTRIERVERFAHREN.....	17
2.5.1	REGISTRIERUNG MIT ELEKTRISCHEN VERFAHREN	17
2.5.2	REGISTRIERUNG MIT ULTRASCHALL	19
2.5.3	REGISTRIERUNG MIT MAGNETFELDTECHNOLOGIE	20
2.5.4	REGISTRIERUNG MIT OPTISCHEN VERFAHREN	23
3	<u>STUDIENZIEL.....</u>	<u>25</u>
4	<u>MATERIAL UND METHODEN.....</u>	<u>26</u>

4.1	AUFGABENSTELLUNG	26
4.2	DAS DENTAL-MOTION-DECODER SYSTEM®	26
4.2.1	UMGEBUNGSBEDINGUNGEN	26
4.2.2	KONTRAINDIKATIONEN	27
4.2.3	PRODUKTBESCHREIBUNG	27
4.2.4	SYSTEMKOMPONENTEN	28
4.2.4.1	Field Generating Device (FGD).....	28
4.2.4.2	System Managing Device (SMD).....	28
4.2.4.3	Marker Managing Device (MMD)	28
4.2.4.4	Marker Tool (MT)	28
4.2.4.5	Pointing Tool (PT).....	29
4.2.4.6	Blockschaltbild des DMD-Systems®.....	29
4.3	MESSGRÖßEN UND MESSGRUPPEN	30
4.4	IN-VITRO-VERSUCH	30
4.4.1	AUSWAHL DES ARTIKULATORS	30
4.4.2	VORBEREITUNG DES VERSUCHSAUFBAUS	31
4.4.2.1	Herstellung der Ober- und Unterkieferzahnmodelle.....	31
4.4.2.2	Individualisierung der Artikulatorbauteile	32
4.4.2.3	Befestigung der Marker Tools (MTs) auf den Zahnmodellen	32
4.4.3	VERSUCHSAUFBAU.....	33
4.4.4	IN-VITRO-MESSUNGEN	34
4.5	IN-VIVO-VERSUCH	38
4.5.1	VORBEREITUNG DES VERSUCHSAUFBAUS	38
4.5.2	IN-VIVO-MESSUNGEN.....	40
4.6	ERMITTLUNG DER WERTE	43
4.7	DATENVERARBEITUNG	43

4.8 STATISTISCHE ANALYSE	44
<u>5 ERGEBNISSE.....</u>	<u>45</u>
5.1 ERGEBNISSE DER IN-VITRO-MESSUNGEN (M1 UND M2)	46
5.1.1 SAGITTALER KONDYLENBAHNNEIGUNGSWINKEL	46
5.1.2 BENNETT-WINKEL.....	47
5.2 ERGEBNISSE DER IN-VIVO-MESSUNGEN (P1 UND P2)	48
5.2.1 SAGITTALER KONDYLENBAHNNEIGUNGSWINKEL	48
5.2.2 BENNETT-WINKEL.....	49
5.3 VERGLEICH DER IN-VITRO- MIT IN-VIVO-ERGEBNISSEN	50
<u>6 DISKUSSION.....</u>	<u>51</u>
6.1 DISKUSSION DER METHODE UND LIMITATIONEN DES STUDIENAUFBAUS	51
6.1.1 IN-VITRO-METHODE	51
6.1.2 IN-VIVO-METHODE	52
6.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE	54
6.3 AUSBLICK	61
<u>7 SCHLUSSFOLGERUNG</u>	<u>63</u>
<u>8 ZUSAMMENFASSUNG</u>	<u>64</u>
<u>9 LITERATURVERZEICHNIS.....</u>	<u>65</u>
<u>10 ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....</u>	<u>75</u>
<u>11 TABELLENVERZEICHNIS</u>	<u>79</u>

<u>12</u>	<u>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</u>	<u>80</u>
<u>13</u>	<u>EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG</u>	<u>82</u>
<u>14</u>	<u>DANKSAGUNG</u>	<u>83</u>
<u>15</u>	<u>PUBLIKATIONSLISTE</u>	<u>84</u>

1 Einleitung

Im Bereich der Zahnmedizin werden digitale und virtuelle Ansätze in Zukunft eine entscheidende Rolle spielen um konventionelle Techniken zu unterstützen oder sogar zu ersetzen. Die Problematiken konventioneller Techniken, speziell im Bereich der Aufzeichnung von Kieferbewegungen und deren Simulation im Artikulator, liegen darin komplexe Situationen nicht ausreichend exakt darstellen zu können. Mechanische Artikulatoren haben die Aufgabe die statische und dynamisch Okklusion des Patienten in vitro wiederzugeben. Bei dieser Bewegungssimulation können einige wichtige Faktoren, wie die physiologische und pathologische Eigenbeweglichkeit der Zähne, die biologische Variabilität des Kaumusters, die Resilienz im Kiefergelenk, die Verwindung der Unterkieferknochenspanne, die Intrusion der Zähne unter Kaubelastung oder auch werkstofftechnische Variablen, wie die Gipsexpansion, das Ergebnis ungünstig beeinflussen [1-3]. Gerade für die Okklusions- und Funktionsanalyse ist es notwendig, die biologischen Gegebenheiten des stomatognathe Systems so nah wie möglich wiederzugeben. In einem Artikulator der programmierten Werten folgt ist die Darstellung von Kieferbewegungen nur begrenzt möglich [3] – hier sind die Möglichkeiten eines digitalen Kiefergelenkerfassungssystems in Kombination mit virtuellen Ansätzen weitaus vielseitiger. Darüber hinaus wird die funktionelle Diagnostik und Therapie durch digitale Techniken vereinfacht, verbessert und objektiviert [3, 4]. Voraussetzung dafür ist die reproduzierbare und zuverlässige Aufzeichnung der Unterkieferbewegung und Kondylenbahnen. Angesichts eines sehr komplexen Bewegungsspektrums des Kiefergelenks, ist kein statischer Artikulator in der Lage diese Funktion zu reproduzieren [1, 3].

Es existieren viele analoge und digitale Möglichkeiten Patienten-spezifische individuelle Unterkieferbewegungen zu erfassen. Allerdings werden bis dato zur Herstellung indirekter prothetischer Restaurationen und/oder Schienen für die Behandlung einer Cranio Mandibulären Dysfunktion (CMD) überwiegend patienten-unspezifische Mittelwerte verwendet. Das liegt vor allem an dem hohen Aufwand und der technischen Sensibilität der vorhandenen Registriersysteme. Zudem ist aktuell eine rein digitale Diagnostik schwierig. Vielmehr muss der digitalen Funktionsanalyse und der digitalen Aufzeichnung von Unterkieferbewegungen eine klinische Befundung und Diagnostik vorausgesetzt

werden um eine funktions- und strukturbezogene Diagnostik des Kausystems durchzuführen [5, 6]. Deshalb besteht weiterer Entwicklungsbedarf. Die Entwicklung neuer patientenindividueller Behandlungskonzepte, sowie die Personalisierung und Individualisierung der zahnmedizinischen Versorgungsmöglichkeiten unter Einbeziehung digitaler Komponenten, wird in den nächsten Jahren stetig zunehmen. Im Mittelpunkt steht dabei der Patient. Vorteile der Einbeziehung digitaler Komponenten liegen einerseits in einem erhöhten Behandlungskomfort mit einer Reduktion der Anzahl der Behandlungssitzungen. Andererseits kann durch eine Verbesserung des digitalen *Workflows* eine Reduktion der Kosten erreicht werden, die einen wirtschaftlichen Vorteil für Patienten und Zahnarzt darstellt. Dies kann, insbesondere vor dem Hintergrund einer zunehmend alternden Gesellschaft, die zukünftigen Behandlungswege in der zahnärztlichen Praxis maßgeblich verändern.

Im Zeitalter der fortschreitenden Digitalisierung der Zahnmedizin kann die digitale instrumentelle Bewegungsanalyse des Unterkiefers als eine wesentliche Ergänzung für die Integration der anatomischen, patientenspezifischen und kaufunktionellen Parameter in den digitalen *Workflow* angesehen werden [2, 5, 7]. Die instrumentelle Bewegungsanalyse ist eine wichtige Komponente für einen voll digitalen, modellfreien Arbeitsablauf und wird zukünftig ein ergänzender Bestandteil von Planung, Diagnose, Therapie und oraler Rehabilitation in der digitalen Zahnmedizin sein [7]. Die Koppelung von realen Bewegungsdaten mit *Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing* (CAD/CAM) generierten prothetischen Versorgungen wird zukünftig die modellfreie Herstellung prothetischer Restaurationen essentiell unterstützen [7].

Das Ziel der instrumentellen Bewegungsanalyse ist, neben wissenschaftlichen Analysen, die Programmierung eines mechanischen, digitalen oder virtuellen Artikulators zur Verbesserung der Befundung, Diagnose und Behandlung von Kiefergelenkserkrankungen und zur Erstellung einer funktionellen Okklusion für prothetische Restaurationen sowie Schienentherapien [5-8]. Mechanische Systeme für die instrumentelle Bewegungsanalyse sind hilfreich für das *Screening*, bieten aber keine genaue Beschreibung der Bewegungen des Unterkiefers und der Position der Kiefergelenkskondylen [9]. Überdies hinaus

wird die Bewegungsaufzeichnung auch zur digitalen Bewertung der Bewegungskapazität und Bewegungskoordination verwendet [4, 10, 11]. Aus solchen Bewegungsdaten können Rückschlüsse auf die anatomische Morphologie des Kiefergelenkes gezogen werden [6, 12].

Ausgehend von Entwicklungen in den 70er und 80er Jahren wurden elektrische Registrierungssysteme entwickelt, um die Anwendung praktikabler, ökonomischer und einfacher zu gestalten, bei gleichzeitiger Verbesserung der Genauigkeit, Reproduzierbarkeit, Lesbarkeit und Weiterverarbeitung der Messdaten [5].

Eine Beeinflussung der Messapparatur auf die Kieferbewegung selbst, durch Gewicht oder Reibungsphänomene, sollte dabei unterbunden werden, um weitgehend physiologische Kieferbewegungen zu ermöglichen. Komplexe Installationen und ggf. sperrige Doppelbögen-Systeme haben den Nachteil, dass sie die Bewegungen des Patienten stören können. Sie beeinflussen das neuromuskuläre Verhalten des Patienten und verhindern somit die Aufzeichnung einer unverfälschten physiologischen Bewegung [13]. Ein leichtes und einfach zu installierendes axiographisches System, ohne Klammern, Drähte oder Kopplungen, fände vermutlich mehr Akzeptanz bei Patienten und Behandlern. Daher sollten als Kernanforderungen festgehalten werden, Messsysteme leicht, widerstandlos und in der Anwendung einfach zu gestalten, bei gleichzeitiger hinreichender Präzision in der Aufzeichnung von Kieferbewegungen sowie der Übertragung der ermittelten Daten in den digitalen *Workflow* ohne Qualitätsverlust [5]. Das Ziel dabei ist es, den Funktionszustand des stomatognathen Systems so ausführlich wie möglich zu begutachten und den Patienten so wenig wie möglich zu belasten [14]. Dies erhöht nicht nur die Sicherheit und Genauigkeit des zahnärztlichen *Workflows*, sondern ermöglicht auch eine breite Anwendung der funktionsanalytischen Systeme in der Praxis [13].

Eine Gemeinsamkeit der gängigen am Markt vorhandenen Systeme ist, dass die Aufzeichnung der Bewegungen mit Vorrichtungen außerhalb der Mundhöhle erfasst werden. Der Unterschied zwischen den Systemen liegt meist in der Befestigung des Systems im Mund [15] und der Messtechnologie, mit der die Unterkieferbewegung erfasst wird [6, 16]. Im Allgemeinen basieren die aktuellen

digitalen Systeme in ihrer Messtechnologie auf optischer Erfassung, Ultraschalltechnologie oder Magnetfeldtechnologie. Darüber hinaus ist zu unterscheiden, ob das System zu diagnostischen Zwecken eingesetzt wird, indem die Bewegungen des Unterkiefers visualisiert und analysiert, sowie die Kiefergelenksfunktionen überprüft werden, oder ob die Bewegungsdaten in einem therapeutischen Ansatz zur Programmierung analoger, digitaler und virtueller Artikulatoren verwendet werden sollen. Es sind zwei Ansätze zur Übertragung der digital erfassten Daten in eine CAD-Software bekannt: Im ersten Ansatz werden individuell erfasste und berechnete Werte zum Beispiel für den sagittalen Kondylenbahnneigungswinkel (sCPIA = *sagittal condylar path inclination angle*) und Bennett-Winkel (BA = *Bennett angle*) eingelesen. Dieser Ansatz orientiert sich an den konventionellen Messsystemen, da bei der Programmierung eines mechanischen oder digitalen Artikulators die Bewegungsbahnen programmierten Werten folgen [3]. Im zweiten Ansatz werden die digital generierten Daten über eine digitale Schnittstelle in einen virtuellen Artikulator übertragen [3]. Das heißt, es werden die individuellen Bewegungen des Patienten übertragen und können unter simulierten „realen“ Bedingungen weiterverarbeitet werden [1]. Die gewonnenen Daten helfen dem Zahnarzt und Zahntechniker prothetische Restaurationen zu optimieren und eine funktionelle dynamische Okklusion für den Patienten zu generieren [17-20]. Die Möglichkeit, individuelle Bewegungsdaten in das okklusale Design von Restaurationen zu integrieren, ermöglicht die Gestaltung einer individualisierten Kaufläche [5]. Berücksichtigt werden nicht nur die Grenzbewegungen des Unterkiefers, sondern auch die realen Bewegungsfreiheitsgrade und Nahbewegungen des Patienten bei Kau- und Funktionsbewegungen, was mit konventionellen Techniken nicht möglich ist [3].

Das *Dental-Motion-Decoder-System*® (DMD-System®; Ignident GmbH, Ludwigshafen am Rhein, Deutschland) zeichnet auf Basis der Magnetfeldtechnologie mit einer Frequenz von 66 Herz über zwei okklusionsnah, auf die Zähne der gegenüberliegenden Kieferhälften aufgeklebte Sensoren, sog. *Marker Tools* (MTs), die Bewegungen des Unterkiefers in allen 3 Translativen und Rotativen Bewegungsrichtungen (Abb. 2-1) mit Zeitbezug, ohne Beeinträchtigung der dynamischen Okklusion, auf. Die Daten werden in einer Software (ebenfalls Ignident GmbH) gespeichert und sind für die weitere

Einleitung

Verarbeitung verfügbar. Bis dato liegen noch keine Daten über die Reproduzierbarkeit der Bewegungsmessungen in vitro und in vivo vor. Die vorliegende Studie soll die In-vitro- und In-vivo-Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® analysieren und in Bezug zueinander setzen.

2 Literaturübersicht

2.1 Funktionelle Anatomie des Kauorgans

Die Unterkieferbewegung ist ein komplexes Zusammenspiel verschiedener anatomischer Strukturen. Dabei bilden der Ober- und Unterkiefer, die Kau- und Schluckmuskulatur, die Zähne, das Parodontium, das Nervensystem, das Kiefergelenk und die angrenzenden Gewebe eine funktionelle Einheit [21, 22]. Zusammengefasst spricht man von dem stomatognathen System [23]. Zum Überblick wird eine kurze Zusammenfassung des Kiefergelenks, der Bewegung des Unterkiefers und der dynamischen Okklusionsparameter gegeben.

2.1.1 Das Kiefergelenk

Das menschliche Kiefergelenk ist durch seine Unterteilung in einen disko-temporalen und einen disko-mandibulären Teil ein Doppelgelenk. Die Hauptstrukturen des Kiefergelenkes sind die Gelenkgrube (Fossa mandibularis), das Tuberculum articulare, der Kondylus (Proc. Condylaris ossis mandibulare), der Discus articularis und die Gelenkkapsel (Capsula articularis) [24]. Die Gelenkgrube und das Tuberculum articulare sind feste Teile der knöchernen Schädelbasis und sorgen für die knöcherne Führung des Kondylus bei allen funktionellen Bewegungen der Mandibula, wohingegen der Kondylus und Discus articularis als bewegliche Anteil des Kiefergelenkes fungieren [24]. Funktionell gesehen hat das Kiefergelenk ein vergleichsweise komplexes Bewegungsspektrum. Neben der reinen Drehbewegung (Rotation) ist auch eine Verschiebung (Translation) des Kondylus möglich, wodurch das Kiefergelenk einen Bewegungsraum von sechs Freiheitsgraden hat (Abb 2-1) [25]. Besonders dabei ist, dass das rechte und linke Kiefergelenk eine Funktionseinheit bilden, da sie über die Unterkieferspange (Mandibula) miteinander verbunden sind. Das Kiefergelenk ist ein unter physiologischen Bedingungen sehr druckbeanspruchtes Gelenk [26]. Neben den physiologischen Bewegungen können ungünstige Hebelverhältnisse, welche durch mangelnde Okklusion oder fehlende Muskelkoordination entstehen, sich negativ auf die artikulierenden Komponenten auswirken. Diese Einflüsse führen, neben physiologischen Veränderungen wie z.B. Alterungsprozessen, zu strukturellen Veränderungen im Gelenk und spiegeln sich vereinzelt im Bewegungsspektrum wieder [27].

Chronische funktionelle Fehl- oder Überbelastungen, welche das Gleichgewicht zwischen Struktur und Funktion überschreiten und nicht mehr kompensiert werden, bergen die Gefahr anatomische Strukturen im Kiefergelenk zu verändern. Ist das Adaptionspotential des Kiefergelenkes erschöpft, kann es zu degenerativen Gelenkflächenveränderungen [28], Entzündungen, Chondropathien, Knochendeformationen oder Ankylosen kommen [29].

2.1.2 Die Kieferbewegungen

Bewegungen des Unterkiefers erfolgen als eine komplexe Reihe von dreidimensionalen Rotations- und Translationsaktivitäten. Die sechs Freiheitsgrade der Unterkieferbewegung sind in Abbildung 2-1 dargestellt.

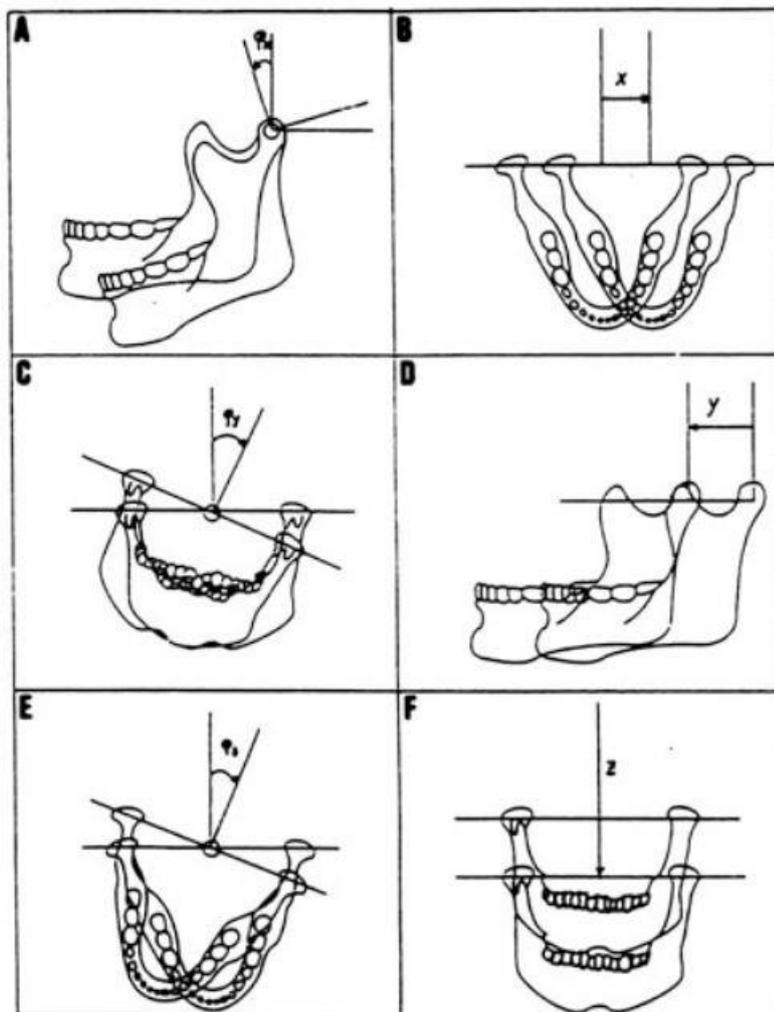


Abbildung 2-1: Darstellung der sechs Freiheitsgrad des Unterkiefers/ der Unterkieferbewegung [25]

Die Grenzbewegungen des Unterkiefers können in der Sagittal- und Horizontalebene zweidimensional vereinfacht dargestellt werden [24]. Ausgangsposition der Unterkieferbewegungen ist die maximale Interkuspitation (IKP). Ausgehend davon lassen sich die Öffnungsbewegung, die Protrusion, die Laterotrusion bzw. Mediotrusion und die Retrusion durchgeführt [30].

2.1.2.1 Bewegungen in der Sagittalebene

Mit Hilfe des sog. Posselt-Diagramms lassen sich die Protrusion, Retrusion, Kieferöffnung und Kieferschluss vereinfacht darstellen. Das Diagramm gibt die Grenzbewegungen des Unterkiefer-Inzisalpunktes in der Sagittalebene wieder (Abb. 2-2) [24].

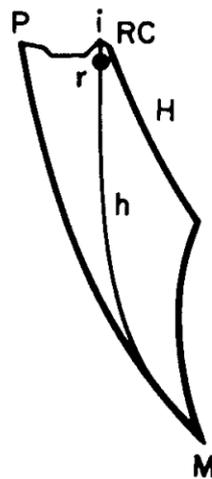


Abbildung 2-2: Grenzbewegungen des Unterkiefer-Inzisalpunktes in der Sagittalebene (Posselt-Diagramm), i = IKP, r = Ruheposition, P = protrudierte Kontaktposition, RC = retrudierte Kontaktposition, H = terminale Schanierachsenbewegung, h = habituelle Schließbewegung, M = maximale Öffnung [31]

Hier wird deutlich, dass der obere Anteil der Bewegungsbahn neben den anatomischen Limitationen im Kiefergelenk, stark von der Zahnführung und Zahnstellung beeinflusst wird [32]. Die Öffnungsbewegung ist eine Dreh-Gleit-Bewegung, wobei initial die Rotation überwiegt. Die erste Öffnungsphase wurde oft als einfache Scharnierbewegung beschrieben, bei der sich der Kiefer um die interkondyläre Achse mit einem festen Drehzentrum dreht [33]. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass das Rotationszentrum während jeder Phase der

physiologischen Kieferbewegungen beweglich bleibt [34]. Bei der Kieferöffnung gleiten die Kondylen beidseits nach anterior-kaudal [35]. Aus der IKP können Unterkieferbewegungen nach ventral (Protrusion) und dorsal (Retrusion) durchgeführt werden [30]. Bei der zahngeführten Protrusionsbewegung gleitet der Kondylus entlang der Konvexität des Os temporale nach ventral. Bei der Retrusion gleiten die Kondylen nach dorsal-kranial und die Mandibular wird zurück geführt [24].

2.1.2.2 Bewegungen in der Horizontalebene

Die Latero- bzw. Mediotrusion ist die Seitwärtsbewegung des Unterkiefers in der Horizontalebene. Die Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene lassen sich im Pfeilwinkeldiagramm (Abb. 2-3) darstellen. Der Kondylus der Arbeitsseite wird zu Beginn nach lateral geführt (Bennett-Bewegung). Die Lateralbewegung des Balancekondylus kann unmittelbar zu Beginn (*immediade side shift*) eintreten oder gleichmäßig mit der Lateralbewegung erfolgen (*progressive side shift*) [24]. Im Weiteren findet eine Rotation um die vertikale Achse des Kondylus statt. Die Bewegung des Kondylus auf der Mediotrusionsseite ist nach ventral, medial und kaudal gerichtet [29].

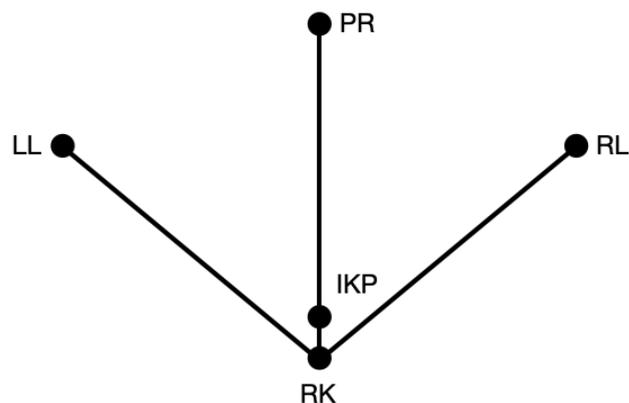


Abbildung 2-3: Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene. IKP = maximale Interkuspitation, RK = retrusive Unterkieferbewegung, PR = protrusive Unterkieferbewegung, LL = laterale Grenzbewegung links, RL = laterale Grenzbewegung rechts.

2.1.2.3 Natürliche Unterkieferbewegung

Die natürliche Bewegung des Unterkiefers ist ein komplexes Zusammenspiel anatomischer Strukturen und sensorischer Inputs aus den einzelnen Komponenten des Kausystems. Eine der Hauptfunktionen des mastikatorischen Systems, neben dem Schlucken und Sprechen, ist die Zerkleinerung des Speisebolus [22]. Die Aufzeichnung und Berücksichtigung dieser individuellen komplexen Bewegungsabläufe sind wichtig für eine funktionelle Okklusionsgestaltung [8]. Da die Okklusion der Zähne eine Hauptrolle bei der Funktion des Kausystems spielt, ist ein fundiertes Verständnis funktioneller, dynamischer Kauaktivitäten unerlässlich.

Die Kaubewegung besteht aus einer rhythmischen und gut kontrollierten Öffnungs- und Schließbewegung. Die Abfolge von Öffnungs- und Schließbewegung bei der Nahrungszerkleinerung stellt einen Kauakt dar. Zeichnet man die Bewegung des Inzisalpunktes in der Frontalebene bei einem Kauakt auf, zeichnet sich ein als tränenförmig beschriebenes Bewegungsmuster ab [22]. Die Bewegung lässt sich in eine Öffnungs- und Schließphase aufteilen. Die Schließbewegung wird weiter in eine Quetsch- und eine Mahlphase unterteilt. Auf den ca. letzten 3 mm der Schließbewegung sind die Seitenzähne so positioniert, dass die bukkalen Höcker der Unterkieferzähne fast direkt unter den bukkalen Höckern der Oberkieferzähne stehen [22]. Während sich der Unterkiefer weiter schließt, wird der Unterkiefer durch die dynamischen Okklussionsflächen der Zähne zurück in die habituelle Interkuspitation geführt [2]. Durch das Scheren der Höcker wird ein Zermahlen des Speisebolus ermöglicht. Die Kaubewegungen werden in ähnlicher Bewegungsform so oft wiederholt, bis der Speisebolus ausreichend zerkleinert ist [22]. Die Zerkleinerung der Nahrung kann bilateral erfolgen [36]. Viele haben jedoch eine bevorzugte Seite, auf der Großteils das Kauen stattfindet. Bevorzugt wird normalerweise die Seite mit den meisten Okklusionskontakten [37, 38].

Diese Komplexität der Nahbewegungen und die dabei entstehenden okklusalen Verhältnisse, z.B. beim Zerkleinern von Nahrung, lassen sich mit konventionellen Techniken nur ungenügend registrieren und abbilden. Digitale Techniken sind hier deutlich vielseitiger und können diese Kaubewegungen besser darstellen [2]. Im Zusammenhang mit den Bewegungen des Unterkiefers werden in der

Literatur verschiedene Winkel beschrieben. Die Winkel sCPIA und BA, welche repräsentativ für die dynamische Unterkieferbewegung sind [24] und sich weitgehend reproduzierbar darstellen lassen, werden in der vorliegenden Arbeit als Messgrößen verwendet.

2.1.2.4 Sagittaler Kondylenbahnneigungswinkel

Der sagittale Kondylenbahnneigungswinkel (sCPIA) ergibt sich aus der protrusiven Bewegung des Unterkiefers. Die Scharnierachse des Unterkiefers bewegt sich bei der Protrusion nach vorne und unten. Dabei entsteht ein Winkel zwischen einer definierten Referenzebene, entweder Camper-Ebene oder Frankfurter Horizontale, und der Vorschubbahn des Kiefergelenkes von der Fossa articularis in Richtung Tuberculum articulare. Zeichnet man eine Gerade durch den Ausgangspunkt der Kondylen und ihrer Position nach Vorschub, so bildet diese einen Winkel in der Sagittalebene zu einer der genannten Referenzebenen. Dieser Winkel ist der sagittale Kondylenbahnneigungswinkel [24, 39].

2.1.2.5 Bennett-Winkel

Bei der seitlichen Bewegung des Unterkiefers beschreibt der Kondylus auf der Balanceseite eine Abwärts-, Vorwärts- und Einwärtsbewegung. Projiziert man dies Bewegungsbahn auf die Horizontalebene, ist ein Winkel zwischen der sagittalen Protrusionsbahn und der Mediotrusionsbahn zu erkennen. Dieser Winkel wird als Bennett-Winkel (BA) bezeichnet [24]. Er gibt die ventrale und mediale Verlagerung des Kondylus ausgehend von der Scharnierachsenposition wieder. Die starre Verbindung, die durch die Unterkieferspange gegeben ist, führt zu einer gleichzeitigen Rotation des Arbeitskondylus. Zusätzlich gibt es eine seitliche Verschiebung des Unterkiefers zur Arbeitsseite hin, welche als Bennett-Bewegung bezeichnet wird [40].

2.2 Übersicht über Verfahren der instrumentellen Funktionsanalyse und Gelenkbahnaufzeichnung

Das allgemeine Ziel der instrumentellen Funktionsanalyse ist es, die Unterkieferfunktion und die Bewegungsfreiräume über ein geeignetes System zwei- oder dreidimensional zu erfassen und in einen mechanischen, digitalen oder virtuellen Bewegungssimulator zu übertragen [5, 8]. Die Registrierysteme können anhand ihrer Messtechnologie unterschieden werden. Die gängigsten Systeme basieren auf Ultraschall-, Optischer-, Elektronischer-, Photographischer-, Magnetfeld- oder Mechanisch-Graphischer-Technologie. Im Folgenden werden einzelne Systeme und Messtechnologien vorgestellt.

2.3 Historische Entwicklung

Die ersten Entwicklungen und Ansätze die Funktion des Unterkiefers zu erfassen und wiederzugeben, führen bis in das 19. Jahrhundert zurück. Durch verschiedene Beobachtungen und Untersuchungen beschrieben Luce (1889), Ulrich (1896) und Bennett (1908) die ersten Bewegungsformen des Unterkiefers. Die Untersuchung von Luce kann wohlmöglich als erster Versuch der Aufzeichnung der Unterkieferfunktion gelten. Luce beschrieb die Protrusionsbewegung als ein Gleiten der Kondylen nach anterior-kaudal [41]. Ulrich konnte in Ergebnissen seiner Studien zeigen, dass der Unterkiefer aus der habituellen Interkuspitation leicht nach retral gleiten kann und beschrieb den „side shift“ bei Lateralbewegungen [42].

Auch Bennett untersuchte in seinen Studien die Lateralbewegung des Unterkiefers. Er konnte mit stroboskopischen Untersuchungen anhand des stroboskopischen Effektes zeigen, dass sich das Rotationszentrum der Unterkieferbewegung nur wandernd darstellen lässt, aber keine feste Rotationsachse hat [43]. Zu Beginn des 20. Jahrhunderts wurden graphische Verfahren zur Darstellung der Kieferbewegung angewandt um die Ablaufdetails der Unterkieferbewegung weiter zu entschlüsseln. Zu dieser Zeit begann auch das Bestreben die Funktion des Unterkiefers, vor allem mit mechanisch-graphischen Systemen aufzuzeichnen, zu analysieren und zu dokumentieren [26, 44]. Ziel dabei war es, mit Patienten-individuellen Werten die Führungselemente von Artikulatoren zu programmieren, um die okklusale

Morphologie indirekter prothetischer Restaurationen zu individualisieren und zu optimieren [5, 45, 46]. Zudem konnten mit individuellen Aufzeichnungen der Unterkieferbewegung Rückschlüsse auf die Beweglichkeit und Koordination des Unterkiefers und Aussagen über die intraartikuläre Morphologie und Pathologie getroffen werden [47, 48]. Aufgrund der hohen technischen Sensibilität, der schwierigen Handhabung und der damit verbundenen Zeitintensität der mechanischen Systeme, wurden ausgehend von Entwicklungen in den 70er und 80er Jahren neben den mechanischen Systemen, elektrische Registrierungssysteme entwickelt, um die Anwendung praktikabler, ökonomischer und einfacher zu gestalten, bei gleichzeitiger Verbesserung der Genauigkeit, Reproduzierbarkeit, Lesbarkeit und Weiterverarbeitung der Messdaten [5]. Es gibt heutzutage für die zahnärztliche Praxis eine Vielzahl verschiedener Messsysteme und Messtechnologien, die eine Aufzeichnung der Unterkieferfunktion ermöglichen [5, 6, 16, 49].

2.4 Mechanische Registrierverfahren

Eines des ersten Registriersysteme war der Gysiregistrator. Gysi entwickelte ein mechanisches System, welches Protrusions- und Laterotrusionsbahnen auf Schreibfolien aufzeichnete. Zugleich ermöglichte der Gysiregistrator das schädelbezügliche Einartikulieren des Oberkiefers in den Artikulator [50].

1934 entwickelten Stuart und Wightman, unter der Leitung von McCollum, den Gnathographen. Mit diesem war die Registrierung der Unterkieferdynamik über extraorale Schreibplatten und über einen Stützstift in drei Ebenen möglich. Als Registriermedium wurde eine dünne Schicht Kalk auf den Schreibplatten verwendet. Die Linien auf den Schreibplatten konnten anschließend im Artikulator eingesteuert werden [51].

Misserfolge, fehlende fundierte Beweise, schlechte Reproduzierbarkeit und offene Problemstellungen erweckten das Bedürfnis, die Komplexität der Unterkieferfunktion weiter zu erforschen. Diese Bestreben führten zur Entwicklung zahlreicher mechanischer Systeme zur Registrierung der Unterkieferdynamik und deren Nachahmung im Artikulator [45, 46].

Basierend auf der Technik des Gnatographen stellte Stuart etwa 20 Jahre später den *Stuart-Recorder* und individuell einstellbaren Stuart-Artikulator vor. Der *Stuart-Recorder* ermöglichte die räumliche Aufzeichnung der Unterkieferbewegung in 6 Freiheitsgraden. Die Bewegungen wurden graphisch auf 6 Schreibplatten aufgezeichnet und im Artikulator individuell eingesteuert [52].

1960 bis 1966 entwickelte Lee ein System (Abb.2-4) welches über Luftturbinen die Bewegungsbahnen des Unterkiefers in drei solide Polyesterharz-Blöcke fräste. Zwei der Polyesterharz-Blöcke wurden gelenknah im Bereich der Scharnierachsenbewegung am maxillären Teil des Gesichtsbogens befestigt, der dritte Block in der Mitte des Gesichtes. Der Gesichtsbogen wurden über individuell aus Kunststoff angefertigte *Transfer-Clutches* im Mund fixiert. Mit den Turbinen wurden bei exzentrischen Bewegungen die Funktionsbahnen in die Polyesterharz-Blöcke gefräst. Die in die Blöcke gefrästen Bewegungsbahnen wurden zum individuellen Einstuern eines Artikulators verwendet [53, 54].

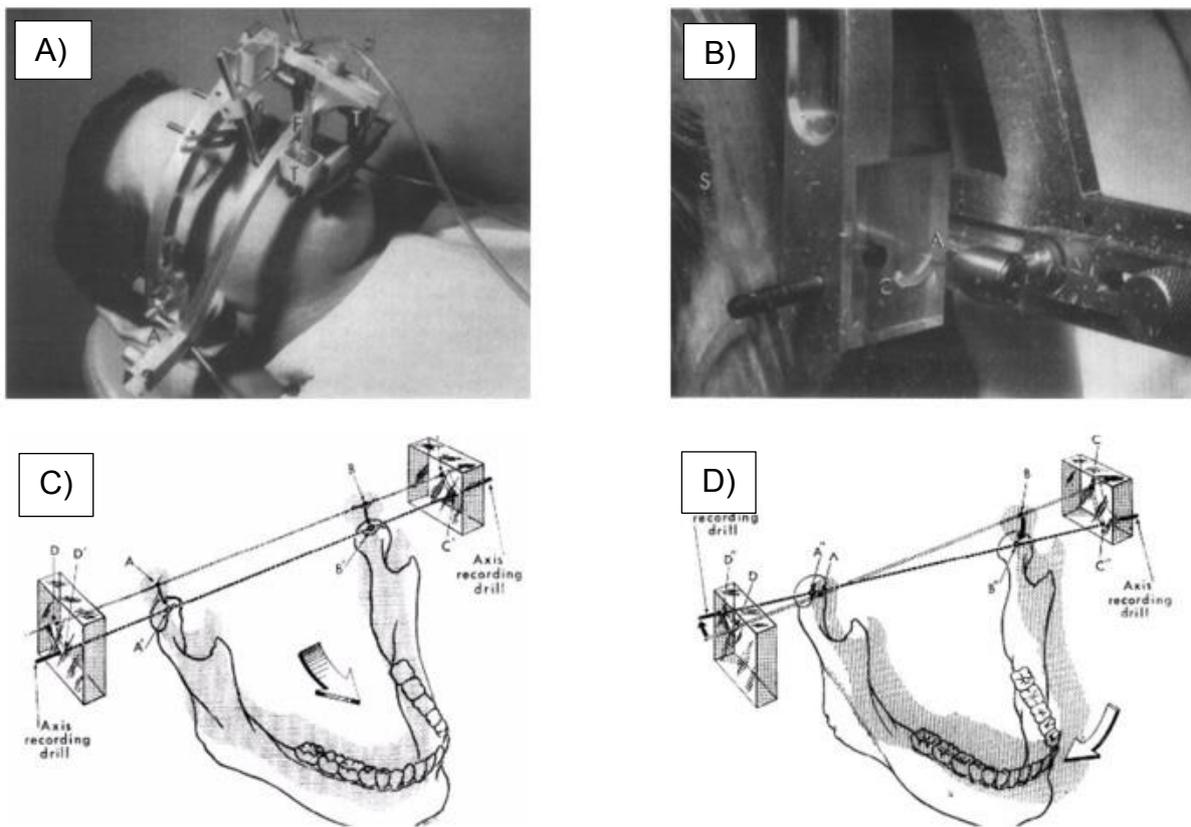


Abbildung 2-4: Registriersystem nach Lee [54]. A) Angelegte Registriersystem am Patienten. B) Fräsen der Bewegung in einen der Polyesterharz-Blöcke. C) Schematische Darstellung der gefrästen Bahnen bei der Protrusionsbewegung. D) Schematische Darstellung der gefrästen Bahnen bei der Laterotrusionsbewegung.

Mehr Erfolg hatte Lee mit dem *Quick-Analyzer* (Abb. 2-5), welcher den ersten praxisgerechten Axiographen für sagittale Aufzeichnung darstellte. Über ein Doppelbogensystem und zwei sagittal ausgerichtete gelenknahe Schreibplatten konnten pro- und laterotrusive Bewegungskurven graphisch nachvollzogen und in einen Artikulator übertragen werden. Werte für den Bennett-Winkel konnten nicht erfasst werden [55].

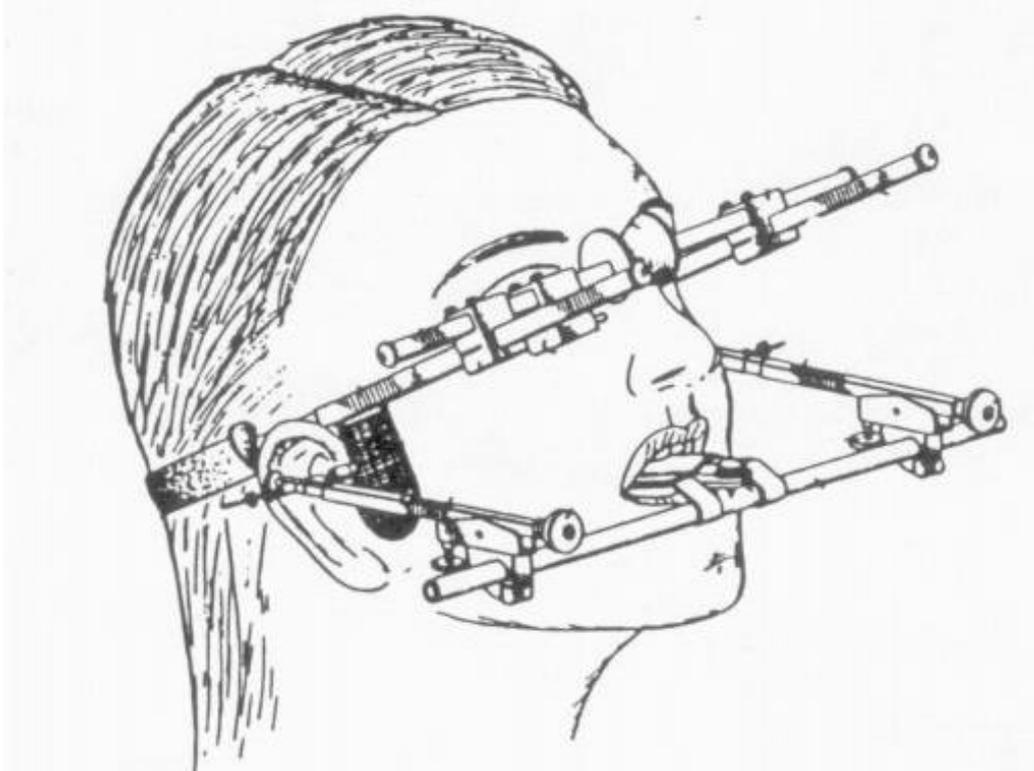


Abbildung 2-5: Quickanalyzer nach Lee mit einem Doppelbogensystem und zwei sagittal ausgerichtete gelenknahe Schreibplatten zur Aufzeichnung von Protrusions- und Laterotrusionsbewegungen [55].

Um die Werte für den Bennett-Winkel zu erfassen, optimierten Slavicek und Mack das Messprinzip der kolinearen Gelenkbahnaufzeichnung nach Lee mit dem SAM-(Schulartikulator-München) Axiographen (Abb. 2-6). Hierbei wurde die laterotrusive Verlagerung des Unterkiefers, zur Einstellung des Bennett-Winkels, über mechanische Analogmessuhren mit Schreibstift abgelesen und durch die Übertragung der Zahlenwerte auf ein Messpapier graphisch dargestellt [56]. Die Protrusionsbahn der Schanierachse wurde, wie bei dem *Quick-Analyzer*, auf sagittal gelenknahe Schreibflaggen dargestellt.

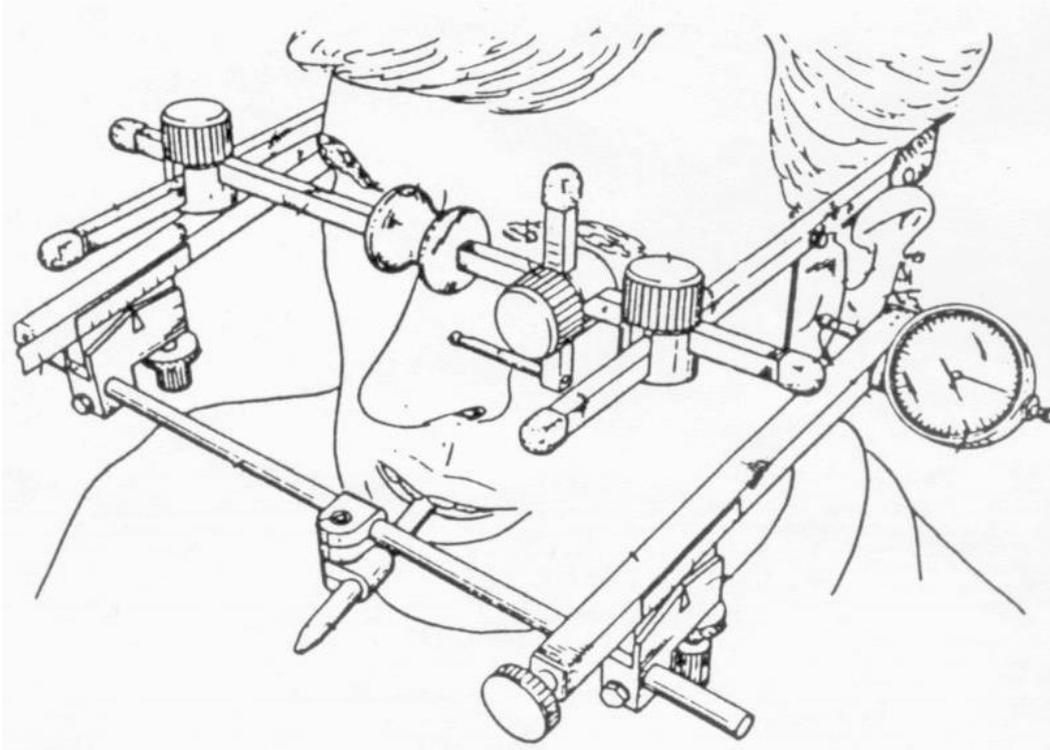


Abbildung 2-6: Das Doppelbogen System des SAM-Axiographen mit mechanischer Wegmessuhr. Die Bewegungen wurden auf gelenknahen Schreibflaggen aufgezeichnet [55]

Im Laufe der Jahre wurden noch zahlreiche andere Systeme entwickelt, die sich in den wesentlichen Entwicklungsunterschieden von den bereits vorgestellten Systemen nicht maßgeblich unterschieden.

Obwohl die mechanischen Registriersysteme besser, einfacher und genauer wurden, wiesen sie zahlreiche systemische Nachteile auf [55]. Dazu zählen unter anderem:

1. Der mechanische Widerstand, welcher durch Reibung die Ergebnisse verfälschen kann [55].
2. Keine automatische Projektionsfehlerkorrektur, d.h. mechanisch aufgezeichnete Fehler können nicht korrigiert werden. Mechanische Registriersysteme registrieren gelenknah, aber nicht direkt am Ort der Bewegung, z.B im Kiefergelenk. Dies führt zu Verzerrungs- und Vergrößerungsartefakten, vor allem bei der Aufzeichnung von Lateralbewegungen [57, 58].
3. Ein fehlender Weg-Zeit-Bezug und somit keine nachträgliche Zuordnung von räumlichem und oder zeitlichem Verlauf [59, 60].

4. Nicht ausreichende Darstellung von kleinen Details in der Bewegung. Eine Vergrößerung der aufgezeichneten Bahnen ist nur schwer möglich [61].

2.5 Elektronische Registrierverfahren

Ausgehend von Entwicklungen in den 70er und 80er Jahren wurden elektrische Registrierungssysteme entwickelt, um die Anwendung praktikabler, ökonomischer und einfacher zu gestalten, bei gleichzeitiger Verbesserung der Genauigkeit, Reproduzierbarkeit, Lesbarkeit und Weiterverarbeitung der Messdaten [5]. Die ersten elektronischen und/oder computergestützten Systeme machten sich teilweise das Prinzip der mechanischen Systeme zu Gebrauch und ersetzten z.B. die Aufzeichnungsfunktion der Stifte durch opto-elektronische oder elektromagnetische Wegaufzeichner [62]. Die Vorteile der elektrischen Registrierverfahren gegenüber den mechanischen Geräten liegen auch darin, die typischen manuellen Messfehler zu eliminieren [63]. Die elektrischen Systeme ermöglichen ein simultanes, zeitbezogenes und dreidimensionales Wiedergeben der Unterkieferbewegung und der Kiefergelenkskondylen [60]. Zudem sind Verlaufskontrollen, wiederholte quantitative Auswertungen, Bewegungsabläufe, Koordinationsübungen und das Erlernen von Bewegungen digital darstellbar und lassen den Patienten durch Darstellung Teil der Befundung, Diagnose und Therapie werden.

Es wurden elektronische Registrierverfahren entwickelt, die entweder gelenknah die Dynamik der Kiefergelenksbewegung zur direkten Analyse registrieren, oder gelenkfern registrieren und anschließend über Umrechnungen in geeigneten Computerprogrammen die Funktion des Kiefergelenks darstellen lassen. Alle elektrischen Systeme detektieren Positionsveränderungen von Messpunkten in einem geeigneten Referenzsystem und wandeln diese Signale in auswertbare Bewegungsdaten um [55].

2.5.1 Registrierung mit elektrischen Verfahren

1967 entwickelte Bewersdorff, basierend auf induktiven Koordinatenwandlern, das als Elektrogathograph bezeichnete gelenkferne elektronisches System. Durch Messung der Bewegungen des Kopfes sowie des Unterkiefers und durch

kontinuierliche elektrische Subtraktion der entsprechenden Werte, wurden die Bewegungen des Kopfes kompensiert. Mit Hilfe eines Kau-Simulators, der ständig denselben Bewegungszyklus wiederholte, wurde das System getestet und kalibriert. Die Messergebnisse konnten in einem Diagramm aufgezeichnet werden [64].

1973 montierte Heners Drehbewegungsgeber über einen Gesichtsbogen am Ober- und Unterkiefer des Patienten und projizierte damit umgewandelte elektronische Impulse der Unterkieferbewegung auf einen Kathodenstrahl-Oszillographen [65].

Das ECR-System (Elektronisches-Computergestütztes-Registrier-System; Compugnath®) war ein elektronisches, computergestütztes Registriersystem mit insgesamt sieben Drehwinkelgebern, die über ein mechanisch arbeitendes Gehäuse zwischen Ober- und Unterkiefer verbunden waren [66-69]. Die Raumkoordinaten der Bewegungspunkte wurden mit Hilfe der Spannungswerte ermittelt und in Winkelwerte umgerechnet. Der Datensatz, in Form von Bewegungsbahnen, konnte mit einer elektronisch gesteuerten Fräsmaschine in individuelle Artikulatorboxen für die individuelle Programmierung eines Artikulators gefräst werden [59] oder mit geeigneten Programmen visualisiert werden [70, 71].

In Anlehnung an die Axiographie von Mack und Slavicek wurden Systeme konzipiert, die die Unterkieferbewegung mit linearisierten elektrischen Widerstandsfolien und induktiven Messtastern erfassten. Die präaurikulär fixierten Zeichenfolien wurden durch zweidimensional messende Widerstandsfolien ausgetauscht und parallel zur medianen Ebene ausgerichtet. Über senkrecht zu den Widerstandsfolien ausgerichtete induktive Messtasterspitzen wurden die dreidimensionalen Bewegungen zweidimensional aufgezeichnet und nach Umrechnung in Raumkoordinaten als Bewegung wiedergegeben. Über paraokklusal fixierte Löffel konnten zahngeführte und okklusionsfreie Kieferbewegungen registriert werden [72]. Das von Meyer und Dal Ri 1985 entwickelte gelenknahe SAS-(Scharnier Achs Schreib) System basierte auf dieser Technologie [73].

Die Firma Gamma Dental hat bis heute das Grundkonzept der klassischen Axiographie beibehalten und ist der Ursprungsidee gewissermaßen treu geblieben [7]. Das CADIAX-System (Computer Aided Diagnostic Axis Recording; Gamma Dental, Klosterneuburg, Österreich) detektiert gelenknah über zwei sagittale präaurikuläre Widerstandsfolien und zwei senkrecht dazu ausgerichtete Messtaster mit je zwei Messspitzen die Bewegungen des Unterkiefers [18, 74].

2.5.2 Registrierung mit Ultraschall

Ultraschallsensoren als Abstandssensoren sind in der Lage Objekte berührungslos zu erkennen und ihre Entfernung zum Sensor zu messen. Dies ermöglicht eine widerstandslose Aufzeichnung von Bewegungen. Aus gewonnenen Daten lassen sich Bewegungsabläufe rekonstruieren und darstellen.

Mit dem System Vidoson der Firma Siemens Medical Systems wurden die ersten Kiefergelenksbewegungen in Echtzeit dargestellt [75]. Auch in anderen Bereichen der Zahnmedizin wurden Untersuchungen mit Ultraschall durchgeführt [76].

Mit dem MT 1602 kam ein Ultraschall-System auf den Markt, welches mittels Ultraschalllaufzeitmessung Unterkieferbewegungen dreidimensional aufzeichnen konnte. In einer Studie von Pröbster und Benzing (1990) wurde dem MT 1602-System eine ausreichende Genauigkeit für die Herstellung indirekter prothetischer Restaurationen und für die zahnärztliche Funktionsdiagnostik zugeschrieben [77]. Das System funktionierte über 3 Ultraschallsender, welche paraokklusal mit den Unterkieferzähnen verbunden waren und über 3 gegenüberliegende Ultraschallempfänger, welche an einem Kopfbogen befestigt waren. Zur Detektion aller 6 Freiheitsgrade wurden 9 linear unabhängige Ultraschall-Laufzeiten zwischen den Sendern und Empfängern gemessen, wobei die Empfänger als schädelfestes Referenzsystem galten. Dies ermöglichte eine zeitkoordinierte Darstellung eines beliebigen Bezugspunkts [78, 79].

1997 entstand als Weiterentwicklung des MT 1602 der *Jaw-Motion-Analyzer*® (JMA) der Firma Zebris (Zebris Medical GmbH, Deutschland, Isny). Die Messtechnologie ist ähnlich zu dem Vorgänger System MT 1602. Die Signale werden über Ultraschallsender abgegeben und über Empfänger aufgenommen.

Das System ermittelt die Laufzeitdifferenzen der Ultraschallwellen und errechnet daraus die Bewegungsdaten. Diese Bewegungsdaten können mit dem Auswertungsprogramm *WinJaw* ausgewertet werden [1, 80].

2.5.3 Registrierung mit Magnetfeldtechnologie

Die Registrierung mittels Magnetfeldtechnologie/-änderung stellt eine besondere Form der Funktionsanalyse und Aufzeichnung von individuellen Kieferbewegungen dar. Klarer Vorteil ist die nichtinvasive, patientenfreundliche und relativ schnelle Anwendung.

Die Firma *Myotronics* entwickelte den Kinesiograph nach Jankelson. Das System bestand aus einem Gestell mit sechs Magnetfeldsensoren, die die Bewegung eines an den mittleren unteren Schneidezähnen befestigten Magneten detektierten. Der Magnet gab die Position des Kiefers im Raum wieder. Die in der Literatur angegebene Validität wurde mit 0,1 mm deklariert [81]. Der Kinesiograph nach Jankelson wurde von Bock et al. analysiert. Er stellte eine unzureichende Reproduzierbarkeit fest und beschrieb eine starke Störanfälligkeit gegenüber anderen magnetischen Feldern [82].

Die magnetische Messapparatur nach Lemmer, Lewin und Van Rensburg (Abb. 2-7) war eine Weiterentwicklung des oben genannten Kinesiographen. An einer Brille wurden über ein Gestell ein Magnetometer mit drei ferromagnetischen Sensoren befestigt. Die drei Sensoren maßen die Bewegung des Unterkiefers in allen drei Raumebenen, was eine Rekonstruktion der Bewegungsbahnen ermöglichte [83].

Gernet verglich den Kinesiographen von Jankelson mit anderen Registriersystemen. Durch Verbesserungen ermöglichte er dreidimensionale Aufzeichnungen und eine tolerierbare Reproduzierbarkeit [84, 85].

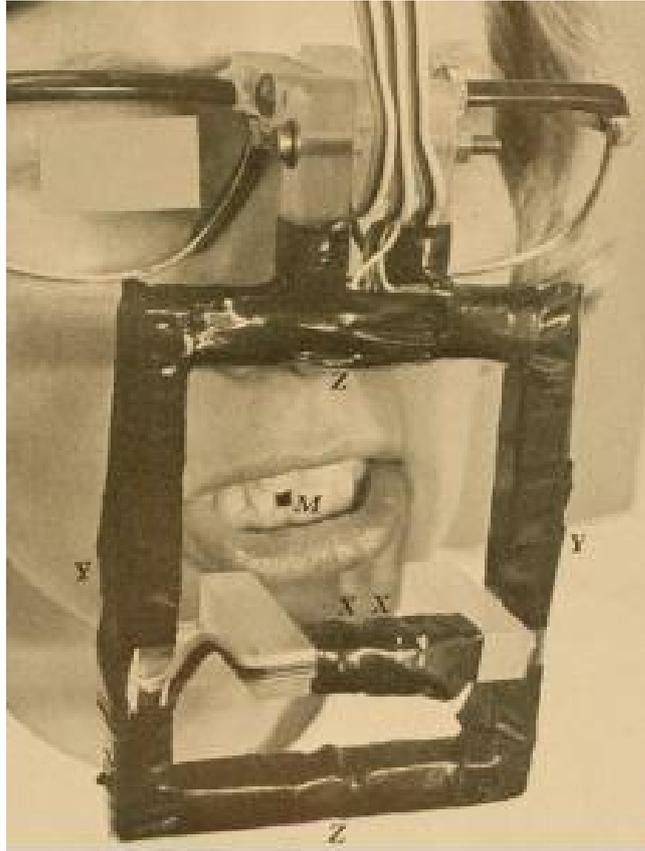


Abbildung 2-7: Messapparatur nach Lemmer, Lewin und Van Rensburg. Der Kunststoffrahmen mit drei Wandlerpaaren ist mit einem Brillengestell vor dem Mund aufgehängt. Ein kleiner Magnet (M) war zwischen den unteren zentralen Schneidezähnen zementiert [86]

1985 entwickelte und perfektionierte Lewin den Sirognathograph der Firma Siemens, welcher auf Entwicklungen von Lewin, Lemmer und Van Rensburg basierte [87]. Das Funktionsprinzip basierte auf der magnetischen Feldstärkenänderung. Der Sirognathograph zeichnete die Bewegung von einem Punkt des Unterkiefers aus auf. Ein kleiner Magnet, der labial zwischen den unteren zentralen Schneidezähnen angebracht war, galt hier als Referenz. Durch die relativ einfache Anwendung und schnelle Registrierung der Unterkieferbewegung, konnte das System klinisch gut überprüft und viele Patienten vermessen werden [13]. Einflussfaktoren wie Ultraschallfremdquellen, Temperaturschwankungen oder Luftwirbel, womit andere Systeme Probleme hatten [88], zeigten hier keinen bemerkenswerten Einfluss auf die Messungen mit dem Sirognathographen [13].

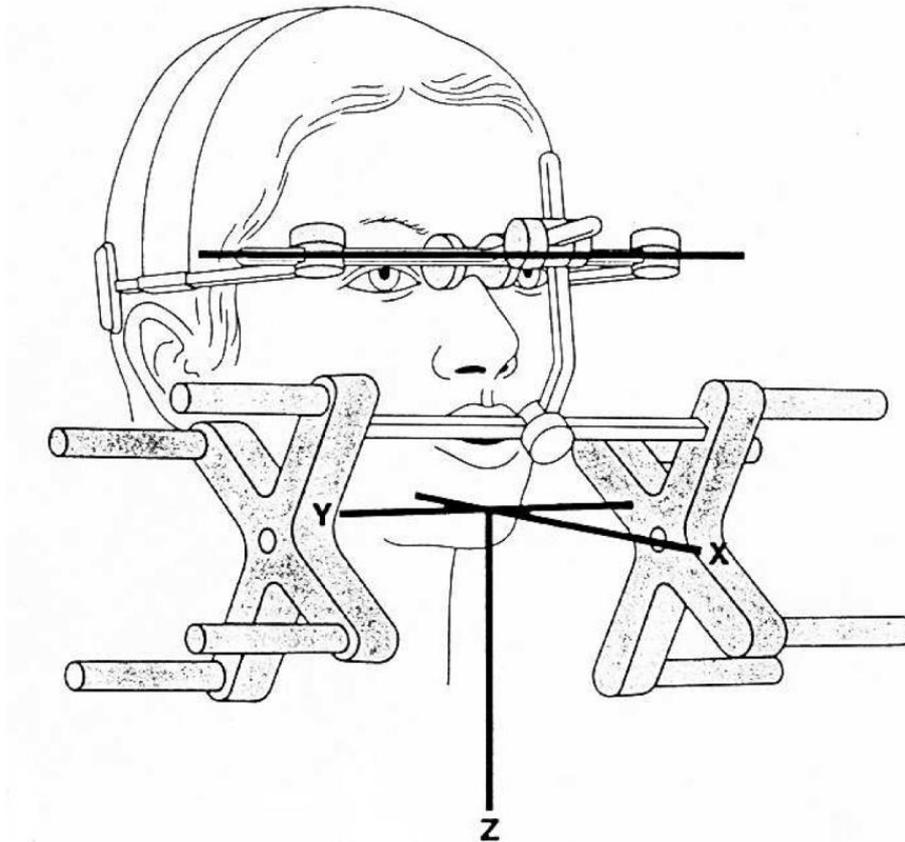


Abbildung 2-8: Koordinatensystem des Sirognathographen und dessen Bauteile. Der Messgeber ist ein Permanentmagnet der auf die labiale Seite des Unterkieferinzisivenpunktes zementiert wird. Der Messaufnehmer besteht aus einem System von acht Hall-Sensoren und ist über einen Kopfbogen am Probanden fixiert [13, 47].

Michler et al. beschrieb für den Sirognathographen eine hohe Reproduzierbarkeit von Aufzeichnungen der Kieferbewegungen, wenn die Kopfbewegung während der Messung unterbunden wurde [89].

In einer Studie von Kazazoglu et. al. wurden die technischen und klinischen Grenzen des Sirognathographen getestet. Aus technischer Sicht haben sich die langsame Abtastgeschwindigkeit und Abtastartefakte als die Haupteinschränkungen des Systems erwiesen. Es war jedoch möglich die Abtastartefakte durch die Verwendung eines Impulsgenerators und einer Software zu kontrollieren. Klinisch gesehen scheint der Sirognathograph einige Einschränkungen in seiner Genauigkeit zu haben. Die Auswirkungen von Schädelbewegungen während des Kauens verursachten Fehler bei der Aufzeichnung. Dieses Problem wurde durch die Verwendung eines fixierenden

Stirnbandes zur Stabilisierung der Schädelbewegungen während des Kauens behoben [90].

Eine weitere technologische Innovation für die Registrierung mit Magnetfeldtechnologie war der *K6-I Myotronics* Kinesiograph (Tukwila, WA, USA). Das System basiert auf den gleichen Prinzipien wie der Sirognathograph, bietet aber gleichzeitig die Möglichkeit die Muskelaktivität der Kaumuskulatur aufzuzeichnen. Die Verbesserungen lagen in der Präzision der Aufzeichnung, in der geringeren Invasivität, des geringeren Gewichts und der anatomisch günstigeren Form der Aufnahmestruktur [91].

Auch in anderen Fachdisziplinen wurden Versuche gestartet, die Bewegungs-, Positions- und Rotationsgenauigkeit eines magnetischen Gleichstrom-Tracking-Geräts, das üblicherweise in biomechanischen Untersuchungen verwendet wurde, zu untersuchen [92]. Besonderes Augenmerk wurde auf die Wirkung von verschiedenen Metallen auf das System gelegt, um die Möglichkeit von Interferenzen zu bestimmen und mögliche Störfaktoren zu eliminieren [93].

2012 machte Baeyens et al. einen In-vivo-Versuch mit miniaturisierten elektromagnetischen *Trackern* und zeichnete damit die 3D-Kinematik des Kiefergelenks auf. Die Sensoren wurden an dem Ober- und Unterkiefer und der Stirn des Probanden befestigt. Über einen vierten Tastsensor wurden die Referenzebenen definiert. Die Methode erlaubte eine Analyse des vollen Bewegungsumfangs des Kiefergelenks ohne die Kiefergelenkfunktion zu beeinträchtigen [94].

2.5.4 Registrierung mit optischen Verfahren

Eins der ersten optischen Systeme war der von Messerman 1967 vorgestellte *Case-Gnathic-Replicator*. Das *Case-Gnathic-Replicator*-System zeichnete nicht nur die Unterkieferbewegung auf, sondern war auch in der Lage, die Kieferbewegung am Modell, über mechanische Bewegung eines Abgusses, zu reproduzieren. Die Signalverarbeitung erfolgte über photooptische Transducerteile [95, 96].

Der 1982 von Burckhard vorgestellte Stereognathograph mit *CRJM-(Contactless Registration of Jaw Movement)* Technik erfasste über drei optoelektronische Infrarotsender und- Empfänger dreidimensionale, berührungslose Bewegungen in allen 6 Freiheitsgraden. Das dazugehörige Softwareprogramm korrigierte Projektionsfehler und stellte die Bewegungen auf dem Monitor dar [97].

Ein weiteres System war das Pantoskop, welches auf opto-elektronischer Grundlage mit Infrarotsendern berührungslos und gelenknah die Bewegungen detektierte. Es bestand aus zwei Gesichtsbögen, von denen einer die Sendeeinheit und der andere die Empfangseinheit bildete. Die Auswertung fand am Computer statt [96].

Klett stellte im gleichen Jahr das *String-Recorder-System* vor, ein opto-elektronisches gelenknah messendes System. Das System war in der Lage selbst emittiertes Licht zu reflektierten und über Messköpfe wieder zu empfangen. Jedem Messkopf stand eine im Oberkiefer fixierte Reflektorbox gegenüber. Die Lichtsignale wurden in den Messköpfen in Spannungssignale umgewandelt [61]. Dieses Messverfahren ermöglichte eine Wiedergabe und Analyse der Unterkieferbewegung mit Zeitbezug. Das System wurde in den folgenden Jahren zum *String®-Condylocomp-LR 3* weiterentwickelt.

Der *Freecorder®BlueFox* der Firma DDI-Group (DDI-Group, Dortmund, Deutschland) ist ebenfalls ein opto-elektronisch messendes System zur Erfassung der patientenspezifischen Kieferbewegung [7]. Die Daten können im XML-Format analog oder digital weiterverarbeitet werden.

Die optischen Systeme selbst haben sich im Weiteren nicht bedeutend in ihrer Technologie verändert. Vielmehr findet aktuell eine Weiterentwicklung auf softwaretechnischer Ebene statt [7].

Das neue Kieferregistriersystem der Firma Zebris *JMA^{Optic}-System* (Zebris Medcial GmbH, Isny, Deutschland) erweitert das JMA-System (Kap. 2.5.2) um eine optische Sensortechnologie. Das *JMA^{Optic}-System* besteht aus einem elektronischen Kopfbogen und einem Unterkiefersensor und ermöglicht die Registrierung der Kondylenbewegung und aller Bewegungsfreiheitsgrade des Unterkiefers [98].

3 Studienziel

Die Beurteilung der Reproduzierbarkeit eines Systems unter gleichen Versuchsbedingungen ist ein Maß für die Bewertung der Genauigkeit eines Systems innerhalb seiner Toleranzen und seiner spezifischen Eigenschaften.

Das DMD-System® ist ein Medizinprodukt, das mit Hilfe der Magnetfeldtechnologie Unterkieferbewegungen aufzeichnet und eine analoge, digitale oder virtuelle Weiterverarbeitung der Daten ermöglicht. Die Daten können zur Programmierung eines Artikulators verwendet oder direkt in einer CAD-Software verarbeitet werden.

Zielsetzung dieser Studie war die Beurteilung der In-vitro und In-vivo-Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® anhand des sagittalen Kondylenbahnneigungswinkels (sCPIA = sagittal condylar path inclination angle) und Bennett-Winkels (BA = Bennett angle). In vitro wurden die Messungen an einem Artikulator und in vivo an einem Probanden durchgeführt.

4 Material und Methoden

4.1 Aufgabenstellung

Die Aufgabenstellung der vorliegenden Arbeit bestand darin, die Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® in vitro und in vivo zu beurteilen und zu vergleichen. Die Messungen wurden dazu in vitro an einem Artikulator und in vivo an einem Probanden durchgeführt.

4.2 Das Dental-Motion-Decoder System®

Das DMD-System® der Firma Ignident GmbH ist ein berührungsloses, gelenkfernes elektronisches Aufzeichnungssystem, das auf dem Prinzip der Magnetfeldtechnologie beruht. Das DMD-System® zeichnet, auf Basis der Magnetfeldtechnologie mit einer Frequenz von 66 Herz über zwei okklusionsnah auf die Zähne der gegenüberliegenden Kieferhälften aufgeklebte Marker Tools (MTs), die Bewegungen des Unterkiefers in allen 6 Freiheitsgraden (Abb. 2-1) mit Zeitbezug auf. Die Daten werden in der Software von Ignident GmbH gespeichert und sind für die weitere Verarbeitung verfügbar. Die generierten Daten können für die analoge, digitale oder virtuelle Artikulatorprogrammierung verwendet werden und stehen als digitale Daten im .xml Format für die Weiterverarbeitung zur Verfügung [99]. Im Weiteren ist es möglich, die Bewegungsdaten des Patienten mit Daten eines Intraoralscanners oder digitalisierten Modellen zu verknüpfen. Dies ermöglicht eine Visualisierung der Realbewegung und einen modellfreien digitalen *Workflow*.

4.2.1 Umgebungsbedingungen

Das DMD-System® kann in trockenen Innenräumen verwendet werden. Das DMD-System® darf nicht mit einem anderen Feldgenerator in einem Raum betrieben werden. Eine Überlagerung der Felder kann zu Fehlern in der Messung führen.

4.2.2 Kontraindikationen

Die Anwendung des DMD-Systems® bei Patienten mit jeglicher Art von Schrittmachern ist kontraindiziert. Bei laufendem Betrieb des Field Generating Device (FGD), dürfen diese Personen sich nicht näher als 200 mm im Umfeld des Feldgenerators befinden. Die Schrittmacher können durch das vom FGD produzierte Magnetfeld beeinträchtigt werden.

4.2.3 Produktbeschreibung

Die Hauptkomponente des DMD-Systems® ist das DMD-Cart (Abb. 4-1). An dem DMD-Cart sind folgenden Systemkomponenten installiert:

- *Field Generating Device (FGD)*
- *System Managing Device (SMD)*
- *Marker Managing Device (MMD)*
- *Zwei Marker Tools (MTs)*
- *Pointing Tool (PT)*
- Microsoft Tablet inklusive DMD-Software
- Stromversorgungskabel
- USB-Hub



Abbildung 4-1: DMD-System Cart (1) mit Systemkomponenten: FGD (2) und Tablet (3). Das SMD und MMD sind im DMD-Cart (1) verbaut. Die Adapter für die MTs und den PT sind oberhalb des Tablets (auf diesem Bild nicht sichtbar). Über den Funktionsarm (4) lässt sich die Höhe des FGD (2) einstellen.

4.2.4 Systemkomponenten

4.2.4.1 Field Generating Device (FGD)

Das durch das FGD erzeugte Magnetfeld liegt direkt unter dem FGD. Das Magnetfeld hat einen Aufnahmebereich von 30 cm x 30 cm x 30 cm. Die Höhenpositionierung des FGD lässt sich über den Funktionsarm einstellen.

4.2.4.2 System Managing Device (SMD)

Das im DMD-Cart verbaute SMD liefert die Schnittstelle zwischen SMD und Tablet. Im SMD findet die Aufbereitung der empfangenen Daten statt und ermöglicht die Weitergabe der Daten auf das Tablet.

4.2.4.3 Marker Managing Device (MMD)

Das MMD ist die Schnittstelle zwischen SMD und den Aufnahmeelementen (MT und PT) und liefert die Signale von MT und PT an das SMD.

4.2.4.4 Marker Tool (MT)

Das MT (Abb. 4-2) wird auf den Zähnen des Patienten befestigt. Es besteht aus einem hochempfindlichen *6DOF (Degrees of Freedom)* -Sensor der in den Markerschuh eingebaut ist. Das MT ist über ein Kabel mit dem DMD-Cart verbunden.



Abbildung 4-2: Marker Tools mit *6DOF*-Sensortechnologie, einem Gewicht von 3 Gramm und einer Größe von ca 15 mm (Klebefläche).

4.2.4.5 Pointing Tool (PT)

Mit dem PT (Abb. 4-3) lassen sich die am Patienten definierten Referenzpunkte aufzeichnen. In der Spitze des PT befindet sich ein 6DOF-Sensor, der so kalibriert ist, dass der Registrierpunkt an der Spitze liegt.



Abbildung 4-3: Pointing Tool mit 6DOF-Sensor zum Antasten der Referenzpunkte.

4.2.4.6 Blockschaubild des DMD-Systems®

Die Abbildung 4-4 gibt eine Übersicht über die Vernetzung der einzelnen Systemkomponenten.

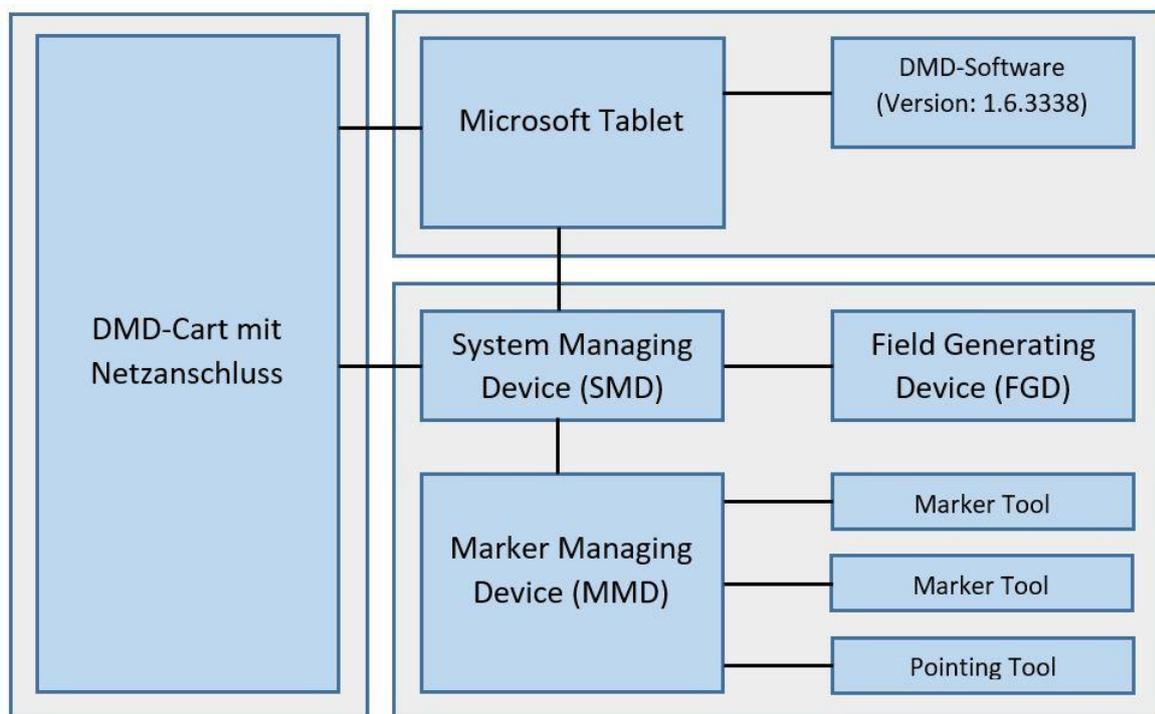


Abbildung 4-4: Blockschaubild des DMD-Systems®.

4.3 Messgrößen und Messgruppen

Das experimentelle Setting ist in Abbildung 4-5 dargestellt. Die In-vitro-Messung wurde in die Gruppen M1 und M2 unterteilt und die In-vivo-Messung in die Gruppen P1 und P2. In den Gruppen M1 und P1 wurden nach der Initialisierung des Systems und einmaliger Berührung der Referenzpunkte, dreißig protrusive und laterotrusive Bewegungen aufgezeichnet. In den Gruppen M2 und P2 wurden dreißig Einzelmessungen durchgeführt, d.h. die Referenzpunkte wurden dreißig Mal berührt und die protrusiven und laterotrusiven Bewegungen wurden jeweils einmal aufgezeichnet.

Die Messungen der dynamischen Okklusionsparameter, sCPIA und BA, wurden in vitro und in vivo durchgeführt, um die Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® zu bewerten.

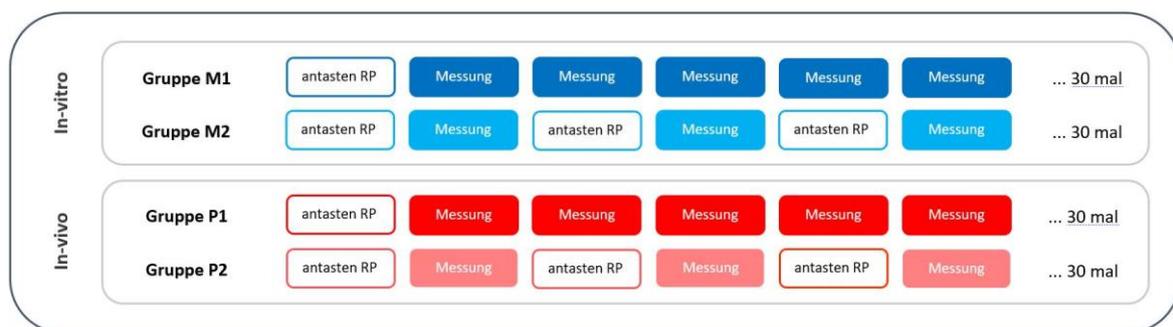


Abbildung 4-5: Flowchart der In-vitro (M1, M2)- und In-vivo (P1,P2)- Messreihen (Referenzpunkte = RP).

4.4 In-Vitro-Versuch

Die In-vitro-Messungen wurden mit Zahnmodellen und einem Artikulator SAM SE (SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting) durchgeführt.

4.4.1 Auswahl des Artikulators

In einem Vorversuch wurden 3 Artikulatoren auf ihren Einfluss auf das Magnetfeld des FGD getestet. Metallische Materialien können das Magnetfeld des FGD negative beeinflussen und zu Messartefakten führen. Die drei Artikulatoren

wurden unter dem FGD positioniert und es wurden Bewegungen mit dem Artikulatoroberteil durchgeführt. Der Artex® CR (Amann Girschbach Dental GmbH, Pforzheim, Deutschland) und der KaVo Protar 7 (KaVo Dental GmbH, Biberach an der Riß, Deutschland) hatten durch ihre metallischen Artikularelemente einen vergleichsweise großen Einfluss auf das Magnetfeld des FGD. Der in dieser Studie verwendete SAM SE Artikulator besteht hingegen überwiegend aus Kunststoff und hatte somit keinen, bzw. einen nur minimalen Einfluss auf das Magnetfeld. Der SAM SE Artikulator ist nach der Bauweise eines Arconartikulators konzipiert, d. h. die Führungsflächen befinden sich im Artikulatoroberteil. Der Artikulator ist parallel zur Achs-Orbital-Ebene ausgerichtet. Vor diesem Hintergrund schien der SAM SE Artikulator der am besten geeignete Artikulator für die anstehenden Untersuchungen zu sein.

4.4.2 Vorbereitung des Versuchsaufbaus

4.4.2.1 Herstellung der Ober- und Unterkieferzahnmodelle

Zur Herstellung der vollbezahnten Ober- und Unterkieferzahnmodelle wurden KaVo 28er Zahnmodelle (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) dubliert. Dabei wurden die KaVo Zahnmodelle mit Additionsvernetzendem-Dubliersilikon (Kontursil 1:1, Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Glosar, Deutschland) in einer Form umgossen. Die daraus resultierende Negativform wurde mit flüssigem Kunststoff (AlphaDie MF; Schütz Dental, Rosbach, Deutschland) ausgegossen. Dubliermasse und Kunststoff wurden nach Angaben des Herstellers verarbeitet. Die Modelle wurden entformt und manuell mit Kunststofffräsen in Form geschliffen. Das Duplikat des Ober- und Unterkieferzahnmodells wurde frei Hand im Artikulator mit Sockelgips (Snow White™ Palster; Kerr GmbH, Biberach, Deutschland) einartikuliert (Abb. 4-6). Der Inzisalstift wurde auf 0 mm eingestellt.

Die Okklusion der einartikulierten Zahnmodelle wurden in eine stabile statische Okklusion und eine störungsfreie dynamische Front-Eckzahn-Führung manuell mit Fräsen eingestellt.



Abbildung 4-6: SAM SE Artikulator mit einartikulierten Modellen und individualisiertem Frontzahnführungsteller.

4.4.2.2 Individualisierung der Artikulatorbauteile

Für eine bessere Reproduzierbarkeit der Bewegungen wurde eine individuell angepasste anteriore Führungsplatte aus Acrylharz (Palatray XL; Kulzer, Hanau, Deutschland) hergestellt. Der plane Inzisaltisch des SAM SE Artikulators wurde durch diesen individuellen Frontzahnführungsteller mit einem Protrusionswinkel von ca. 50° und eingeschliffenen Laterotrusionsführungsbahnen ausgetauscht (Abb. 4-6).

4.4.2.3 Befestigung der Marker Tools (MTs) auf den Zahnmodellen

Die MTs des DMD-Systems® wurden nahe der Okklusionsebene mit Sekundenkleber (Instant Fix; Henry Schein, Melville, NY, USA) auf den Bukkalflächen der Zähne befestigt (Abb. 4-7). Nach Empfehlungen der Firma Ignident GmbH wurde ein MT im Oberkiefer Regio 24/25 und ein MT auf der gegenüberliegenden Seite im Unterkiefer Regio 44/45 befestigt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die MTs die statische und dynamische Okklusion zu

keinem Zeitpunkt der Bewegung behinderten. Es wurde versucht so viel Klebefläche wie möglich zwischen MT und Zahn zu bekommen, um einen festen Halt der MTs auf dem Zahn zu gewährleisten.

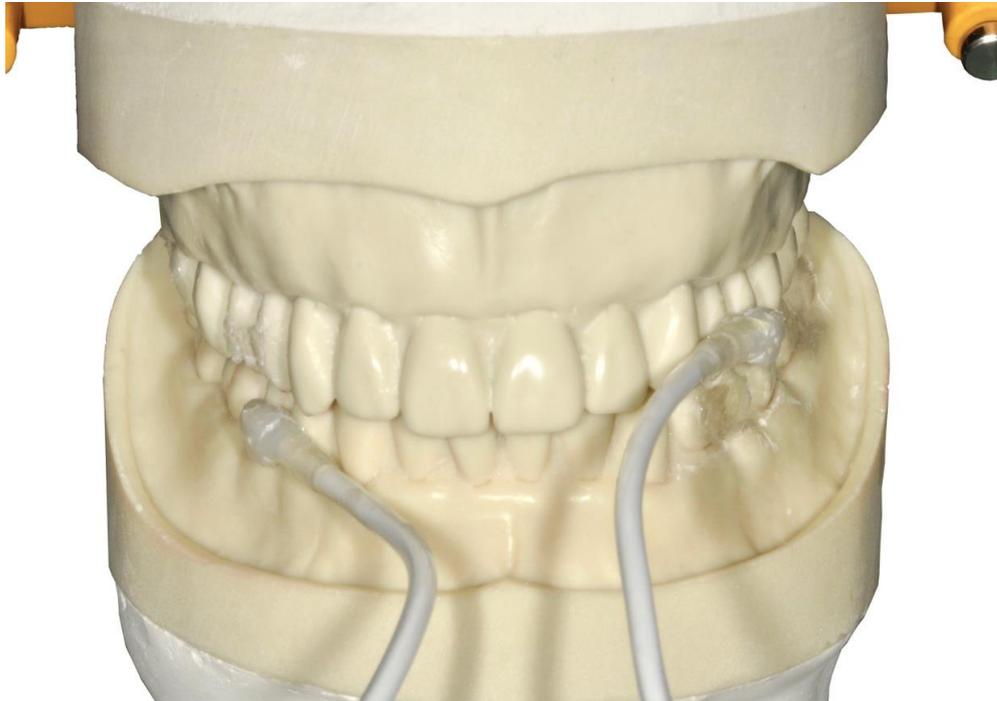


Abbildung 4-7: Fixierte MTs auf den Zähnen 24/25 und 44/45.

4.4.3 Versuchsaufbau

Der SAM SE Artikulator mit einartikulierten Zahnmodellen und befestigten MTs wurde fest auf einer metallfreien Platte mit Kabelbindern fixiert. Diese Platte wurde fest auf einem metallfreien Tisch befestigt. Das FGD des DMD-Systems® wurde über dem Versuchsaufbau positioniert. Dabei hatten die Sensoren (MTs) einen Abstand von ca. 25 cm zum FGD. Der Artikulator wurde so ausgerichtet, dass der FDG den Artikulator komplett überdeckte (Abb. 4-8). Zu jedem Zeitpunkt der Versuchsreihe wurde die stabile Fixierung des Artikulators und die Ausrichtung des FGDs kontrolliert. Für optimale Aufzeichnungsergebnisse wurde darauf geachtet, dass nicht-essenzielle metallische Gegenstände mit einem Radius von mindestens 1 m Entfernung nicht unterschritten.



Abbildung 4-8: Fixierter Artikulator unter dem FGD des DMD-Systems®. Das FGD hatte ca. 25 cm Abstand zu den MTs.

4.4.4 In-Vitro-Messungen

Das DMD-System® wurde über das Netzteil angeschlossen und war automatisch im Bereitschaftsmodus. Über das Tablet von Microsoft wurde die Software (Version: 1.6.3338) von Ignident GmbH geöffnet. Das System wurde gestartet und eine Patientenkartei für den Artikulatorversuch angelegt (Abb. 4-9). Nach Auswahl des gewünschten Protokolls und Festlegung der Referenzebene, hier Achs-Orbital-Ebene, wurde über den Button „Init.-DMD System“ das DMD-System® initialisiert (Abb. 4-10).

Material und Methoden

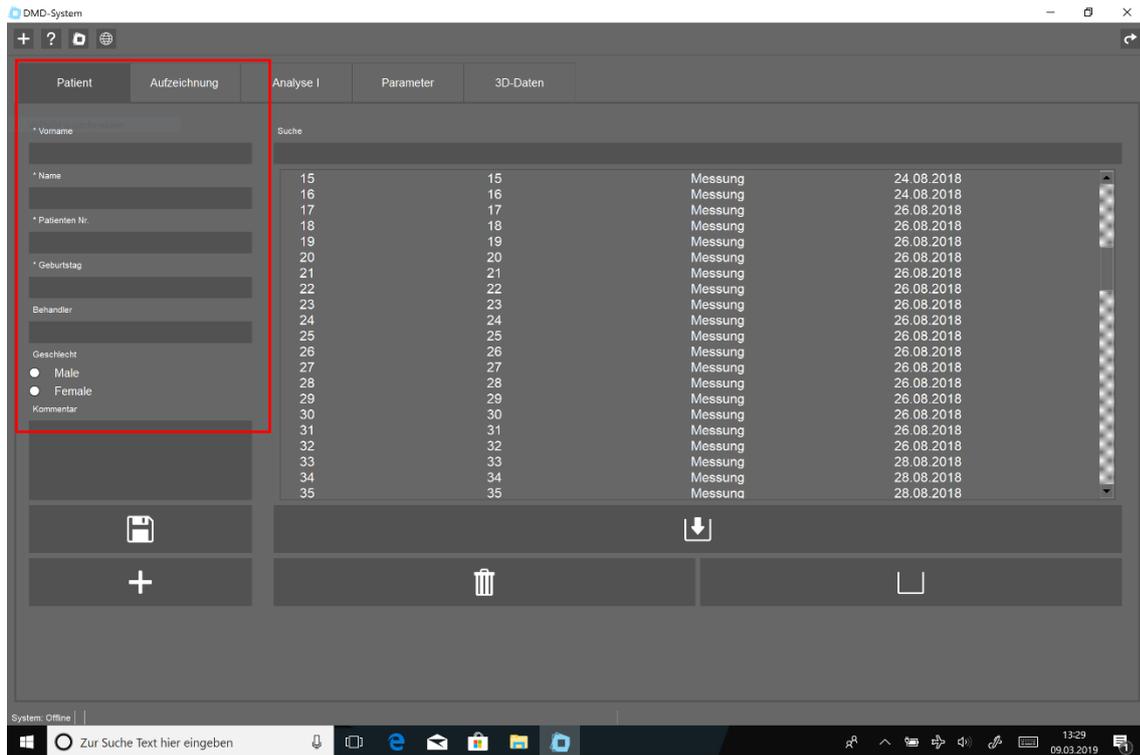


Abbildung 4-9: Über den Reiter „Patient“ wurde eine Patientendatei angelegt.

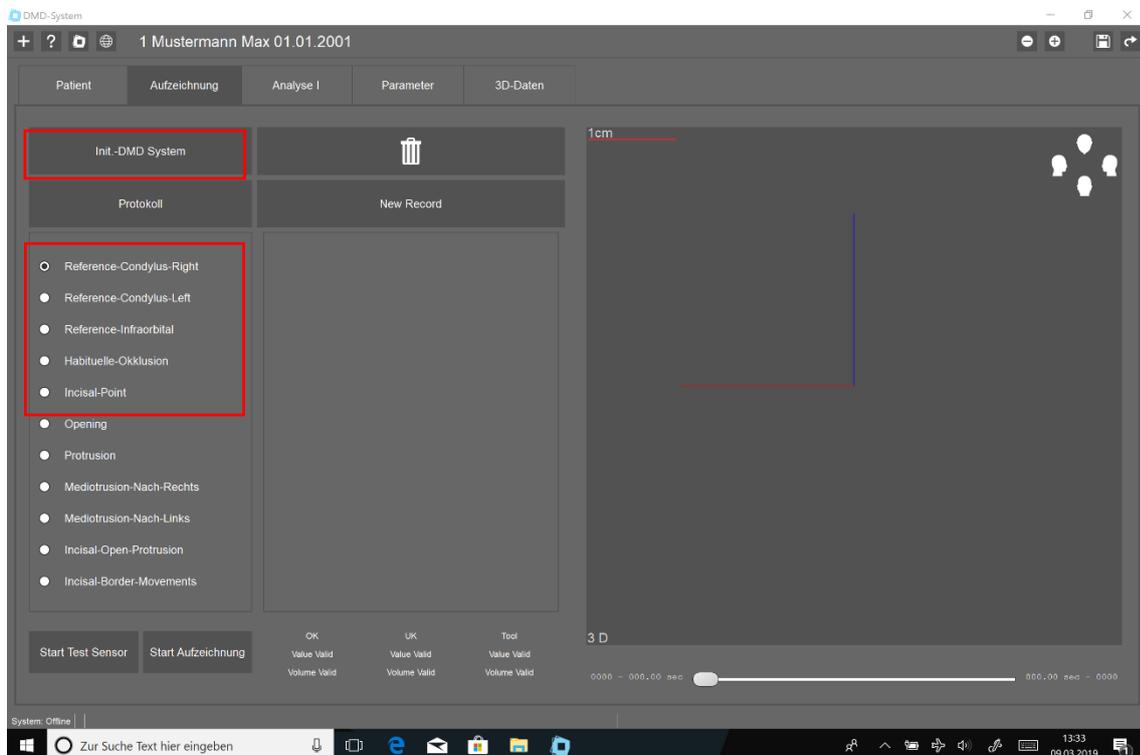


Abbildung 4-10: Unter dem Reiter „Aufzeichnung“ wurde das System über den Button „Init.-DMD System“ initialisiert. Nach dem Initialisieren wurden die Referenzpunkte (rechter und linker Kondylus, Infraorbitalpunkt, Inzisalpunkt) und die Habituelle-Okklusion gemessen.

Nach der Initialisierung des Systems und Abgreifen der Referenzpunkte am Artikulator:

1. Rechter Kondylus
2. Linker Kondylus
3. Infraorbitalpunkt
4. Inzisalpunkt

mit dem PT und der habituellen Okklusion, wurden die einzelnen Bewegungen nach dem von Ignident GmbH vorgegebenen Protokoll manuell durchgeführt, indem das Artikulatoroberteil bewegt wurde. Um die Messgrößen sCPIA und BA zu messen, wurden folgende Bewegungen durchgeführt:

Bewegungsprotokoll:

1. Protrusion
2. Mediotrusion nach links

Die Messungen wurden auf zwei Arten durchgeführt (Abb. 4-11):

1) Nach der Initialisierung des Systems und einmaliger Berührung der Referenzpunkte, wurden 30 protrusive und laterotrusive Bewegungen aufgezeichnet (Gruppe M1).

2) Dreißig Einzelmessungen wurden durchgeführt, d.h. die Referenzpunkte wurden 30 Mal berührt und die protrusiven und laterotrusiven Bewegungen wurden jeweils einmal aufgezeichnet (Gruppe M2).

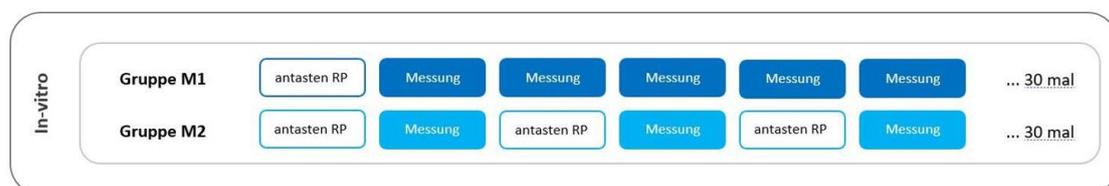


Abbildung 4-11: Messprotokoll des In-vitro-Versuchs (M1 und M2)

Die folgenden Abbildungen zeigen aufgezeichnete Bahnen vom Artikulator nach Protrusion (Abb. 4-12) und Laterotrusion (Abb. 4-13).

Material und Methoden

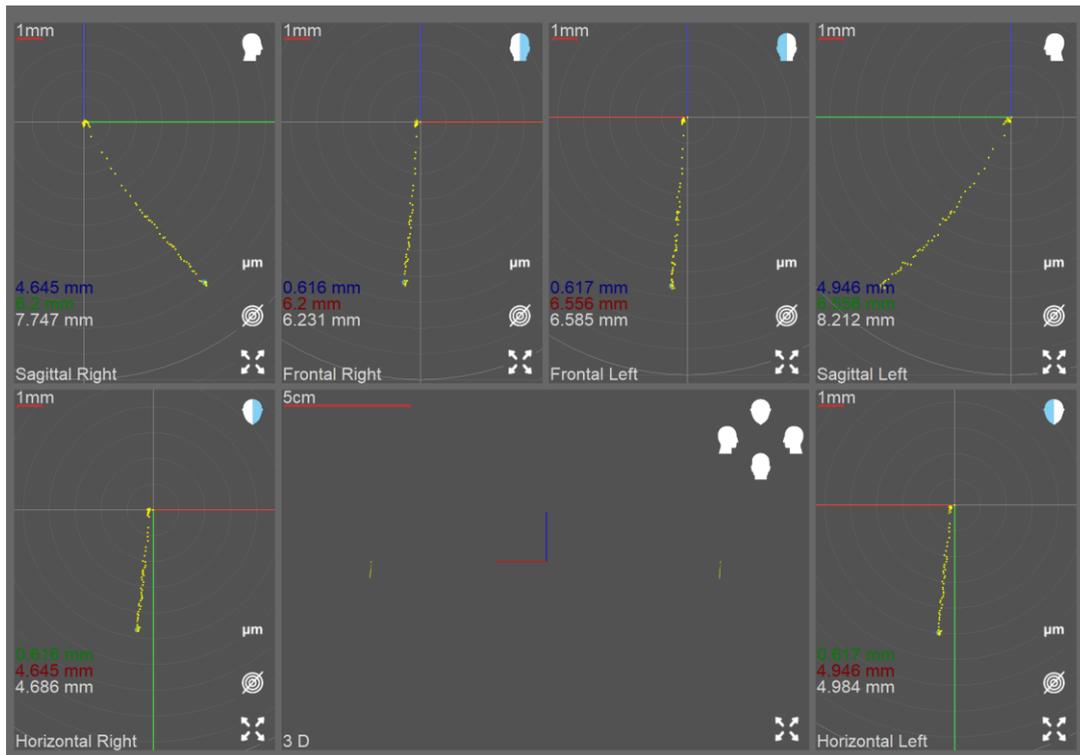


Abbildung 4-12: Unter dem Reiter „Analyse“ lassen sich die aufgezeichneten Bewegungen in allen Raumebenen wiedergegeben und analysieren. Diese Abbildung zeigt die aufgezeichneten Bahnen nach Protrusion im Artikulator.

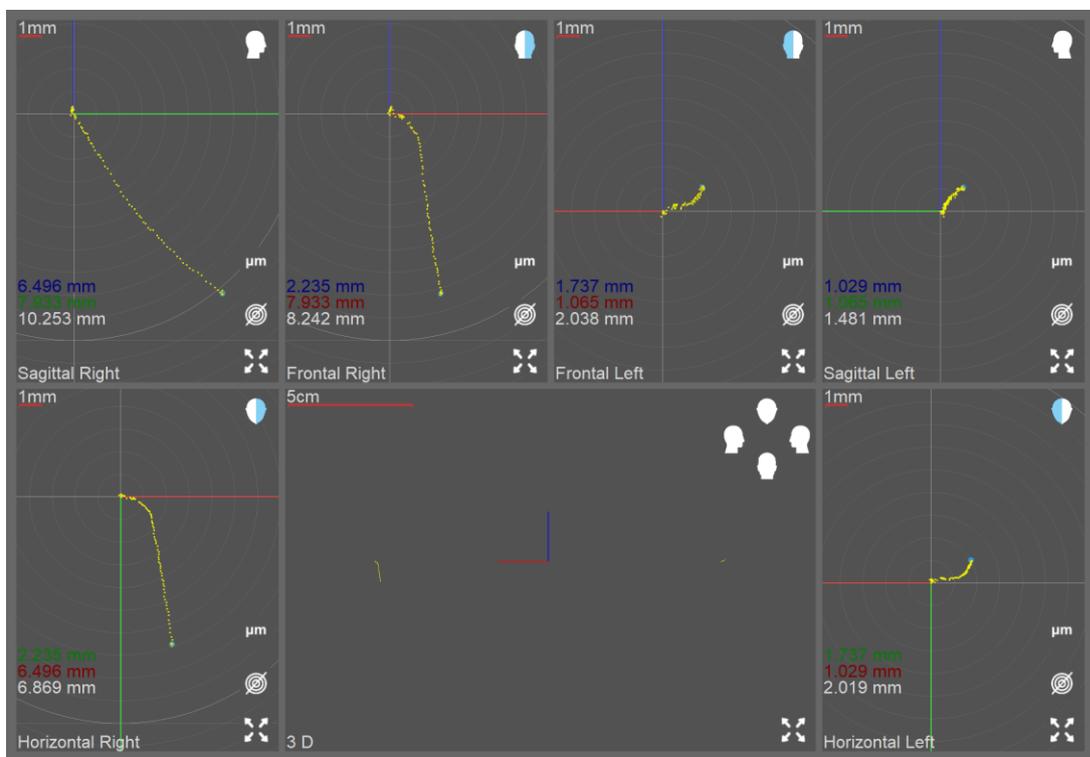


Abbildung 4-13: Beispiel für die aufgezeichneten Bahnen nach Laterotrusion im Artikulator.

4.5 In-Vivo-Versuch

Das DMD-System® wurde an einem Probanden angewendet. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Hochschule, Ludwig-Maximilians-Universität München, Deutschland, genehmigt (Projekt Nr. 19-298). Die Ausschlusskriterien waren Cranio Mandibuläre Dysfunktionen (CMD), Zahnverlust (ausgenommen Weisheitszähne), Schmerzen während der Kieferbewegung, eine gestörte statische und dynamische Okklusion und jegliche Art von Schrittmachern. Das Okklusionskonzept des Probanden war eine Front-Eckzahn-Führung.

4.5.1 Vorbereitung des Versuchsaufbaus

Vor der Messung legte der Proband Schmuck, Brille und andere metallische Gegenstände ab, da diese Artefakte in der Messung hervorrufen können. Der Proband wurde auf einen Stuhl unter den FGD des DMD-Systems® platziert. Der Proband saß für die Messung entspannt und aufrecht. Die beiden MTs wurden unter relativer Trockenlegung mit Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) und einem fließfähigen Komposit (Tetric EvoFlow, Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) an den bukkalen Flächen der Zähne, nahe der Okklusionsebene befestigt, ohne dass die statische und dynamische Okklusion während der Bewegung zu irgendeinem Zeitpunkt beeinträchtigt wurde. Gemäß der Empfehlung der Firma Ignident GmbH wurde ein MT an den Zähnen 24 und 25 im Oberkiefer und ein MT an den Zähnen 44 und 45 im Unterkiefer befestigt. Es wurde darauf geachtet, dass ein entspannter Lippenschluss möglich war (Abb. 4-14).

Vor der Aufzeichnung der Bewegungen wurden die einzelnen Bewegungsmuster mit dem Probanden vor einem Spiegel geübt. Der Proband führte protrusive und laterotrusive Bewegungen durch.

Als Referenzebene wurde die Achs-Orbital-Ebene gewählt. Die Referenzpunkte, rechter Kondylus, linker Kondylus und Infraorbitalpunkt wurden mit einem schwarzen Filzstift auf der Haut des Probanden markiert, um die Punkte reproduzierbar abgreifen zu können.

Material und Methoden



Abbildung 4-14: Proband mit intraoral fixierten MTs Regio 24/45 und 44/45 und entspanntem Lippenschluss.

Das FGD des DMD-Systems® wurde über dem Probanden positioniert (Abb. 4-15). Dabei hatten die Sensoren einen Abstand von ca. 25 cm zum FGD. Zu jedem Zeitpunkt der Versuchsreihe wurde die Position des Probanden unter dem FGD kontrolliert. Für optimale Aufzeichnungsergebnisse wurde darauf geachtet, dass metallische Gegenstände mit einem Radius von mindestens 1 m entfernt waren.



Abbildung 4-15: Positionierung des Probanden unter dem FGD mit intraoral fixierten MTs. Der Abstand zwischen MTs und FGD betrug ca. 25 cm.

4.5.2 In-Vivo-Messungen

Das DMD-System wurde wie in Abschnitt 4.4.4 beschrieben angeschlossen. Das System wurde gestartet und eine Patientenkartei angelegt. Nach der Initialisierung des Systems und Antasten der Referenzpunkte am Probanden (Abb. 4-16 und Abb. 4-17):

1. Rechter Kondylus
2. Linker Kondylus
3. Infraorbitalpunkt
4. Inzisalpunkt

mit dem PT und der habituellen Okklusion, wurden die einzelnen Bewegungen nach dem von Ignident GmbH vorgegebenen Protokoll von dem Probanden durchgeführt.

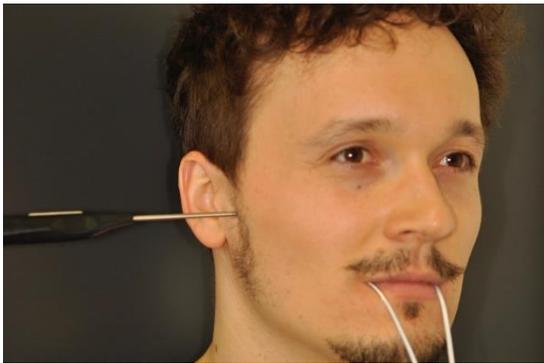


Abbildung 4-16: Antasten des rechten Kondylus mit dem PT.



Abbildung 4-17: Antasten des Infraorbitalpunktes mit dem PT.

Ausgangsposition war die habituelle Interkuspitation. Die erste Bewegung war die maximale Protrusionsbewegung mit leichtem okklusalem Kontakt. Die zweite Bewegung war die Lateralbewegung über den Eckzahn nach links.

Bewegungsprotokoll:

1. Protrusion
2. Mediotrusion nach links

Die Messungen wurden auf zwei Arten durchgeführt (Abb. 4-18):

1) Nach der Initialisierung des Systems und einmaliger Berührung der Referenzpunkte wurden 30 protrusive und laterotrusive Bewegungen aufgezeichnet (Gruppe P1).

2) Dreißig Einzelmessungen wurden durchgeführt, d.h. die Referenzpunkte wurden 30 Mal abgetastet und die protrusiven und laterotrusiven Bewegungen wurden jeweils einmal aufgezeichnet (Gruppe P2).

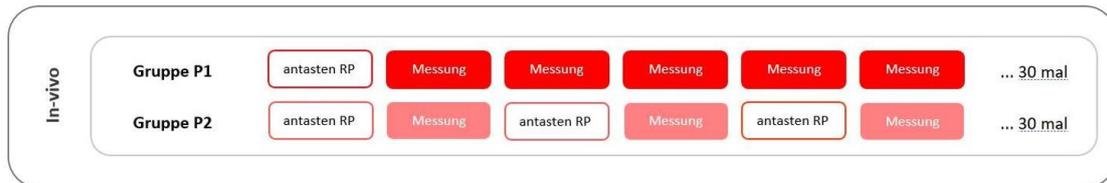


Abbildung 4-18: Messprotokoll des In-vivo-Versuchs (P1 und P2).

Die folgenden Abbildungen zeigen aufgezeichnete Bahnen vom Probanden nach Protrusion (Abb. 4-19) und Laterotrusion (Abb. 4-20).

Nach dem Aufzeichnen der Bewegungen wurden die MTs vorsichtig entfernt, die Zähne wurden poliert und fluoridiert (Elmex Fluid; Colgate-Palmolive Company, New York, USA).

Material und Methoden

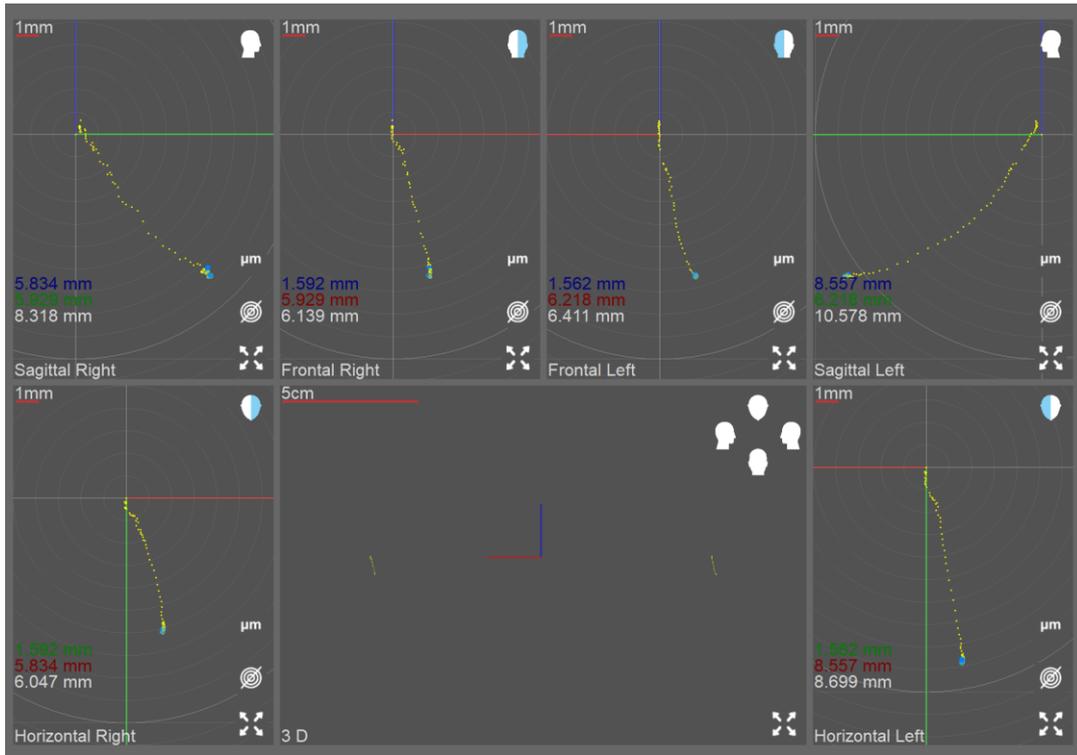


Abbildung 4-19: Aufgezeichnete Bahnen nach Protrusion am Probanden.

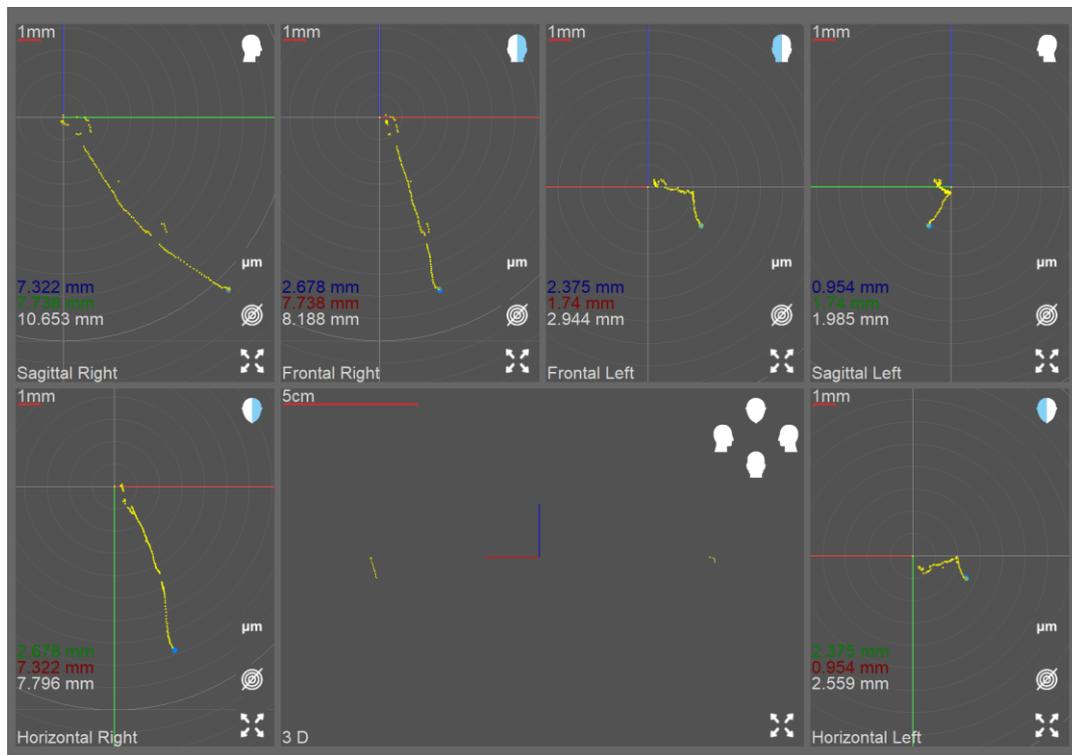


Abbildung 4-20: Aufgezeichnete Bahnen nach Laterotrusion des Probanden.

4.6 Ermittlung der Werte

Die einzelnen Werte für den sCPIA und BA wurden aus den gespeicherten Bewegungsdaten generiert. Um die Reproduzierbarkeit der Bewegungen beurteilen zu können, wurden jeweils die Grenzbewegungen abgegriffen. Das heißt, es wurde ein Messpunkt der maximalen Bewegungsauslenkung als vergleichbarer Wert angenommen.

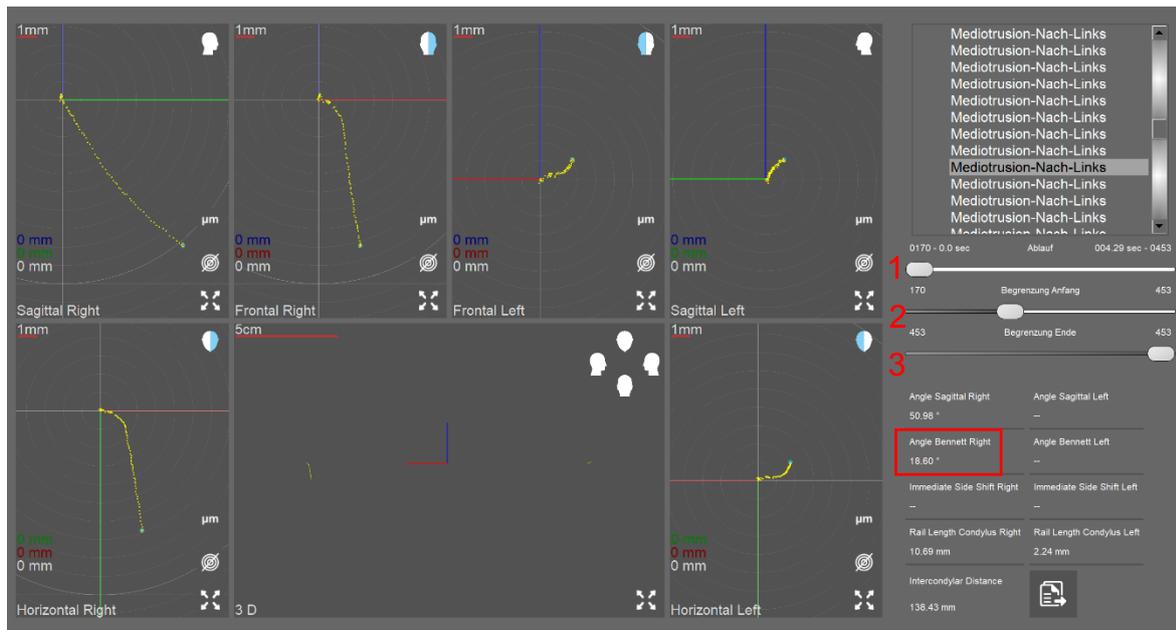


Abbildung 4-21: Beispielbild für die Ermittlung des Bennet-Winkels nach Laterotrusion. Rechts im Bild sind die drei Ablaufschieber zu sehen. Durch die beiden unteren Schieber (2 Anfang/ 3 Ende) wurden die Aufzeichnung auf den wichtigen Teil begrenzt. Der obere Schieber (1) gab die durch die beiden unteren Schieber begrenzte Bewegung wieder. Die Werte für die Winkel wurden unten rechts (roter Kasten) abgelesen.

Im Analysebereich (Abb. 4-21) lassen sich die dynamischen Bewegungsaufzeichnungen kontrollieren. Über die Ablaufschieber ließ sich die Bewegungsbahn der Kondylen digital darstellen. In dieser Studie wurden nur die Werte für den rechten sCPIA und den rechten BA abgelesen.

4.7 Datenverarbeitung

Die ermittelten Werte für die Gruppen M1, M2, P1 und P2 wurden in der Software Microsoft Excel 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) in eine Tabelle übertagen und über die Software IBM SPSS (Version 25) statistisch ausgewertet.

4.8 Statistische Analyse

Die resultierenden Daten wurden mit der IBM SPSS-Software verarbeitet. Die Werte, rechter sCPIA und rechter BA, der einzelnen Messgruppen, M1, M2, P1 und P2, wurde auf die Normalverteilung unter Verwendung des Kolmogorov-Smirnov-Testes untersucht. Die deskriptive Statistik (Tabelle 1) beinhaltet: Mittelwerte, Standardabweichungen (SDs), sowie Maximum (Max)- und Minimumwerte (Min). Um die Reproduzierbarkeit des Systems zu bewerten, wurden die Varianzen der einzelnen Messreihen mit Hilfe des Levene-Tests verglichen. Ein P-Wert von $< 0,05$ wurde für alle durchgeführten Tests als statistisch signifikant angesehen.

Ergebnisse

5 Ergebnisse

Alle Messergebnisse, in vitro und in vivo, zeigten eine Normalverteilung. Quantitative Ergebnisse aus der deskriptiven Statistik sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Überblick der Messergebnisse der In-vitro-(M1 und M2) und In-vivo-(P1 und P2) Messreihen. Darstellung der deskriptiven Statistik: Mittelwert, SD, Maximalwert (Max), Minimalwert (Min), Bereich (Max-Min).

	In-Vitro				In-Vivo			
	M1		M2		P1		P2	
N =30	sCPIA	BA	sCPIA	BA	sCPIA	BA	sCPIA	BA
1	52,71	18,67	52,64	18,9	50,15	18,62	51,77	17,32
2	52,55	18,51	52,63	18,76	48,8	18,2	49,71	16,52
3	52,44	18,57	52,76	18,83	48,59	19,4	50,43	16,75
4	52,58	18,56	52,88	18,91	49,96	19,38	49,12	16,64
5	52,5	18,48	52,89	18,83	48,51	19,16	49,6	15,83
6	52,54	18,54	52,5	18,59	48,39	19,45	50,17	16,57
7	52,35	18,47	52,57	18,85	48,37	19,52	52,3	16,82
8	52,54	18,56	52,94	18,8	48,6	18,97	51,87	16,96
9	52,55	18,6	53,36	19,06	48,81	18,35	49,41	15,8
10	52,43	18,61	52,77	18,77	49,25	18,79	49,18	16,64
11	52,49	18,65	52,54	18,67	49,13	19,15	49,07	16,75
12	52,59	18,6	52,98	18,77	50,28	18,72	50,77	16,81
13	52,52	18,66	52,7	18,96	48,1	18,9	48,22	16,73
14	52,57	18,52	52,77	18,81	49,61	19,64	50,74	16,88
15	52,49	18,53	52,87	18,8	48,64	19,84	48,77	16,25
16	52,68	18,6	52,46	18,75	49,05	19,81	51,82	17,9
17	52,65	18,45	52,7	18,9	49,92	18,76	49,26	16,03
18	52,51	18,63	52,83	18,81	50,31	18,61	48,39	17,56
19	52,56	18,58	52,56	18,75	49,88	19,21	49,05	17,56
20	52,45	18,66	52,55	18,69	49,09	18,32	46,18	15,65
21	52,52	18,62	52,66	18,85	49,47	19,79	50,22	15,93
22	52,63	18,61	53,38	18,96	49,48	19,03	49,85	17,17
23	52,49	18,61	52,94	18,68	49,59	19,12	50,83	16,82
24	52,52	18,43	53,37	18,81	49,07	19	52,28	17,55
25	52,63	18,51	52,65	18,55	49,9	19,53	51,08	17,54
26	52,51	18,5	52,51	18,78	49,14	19,75	49	16,4
27	52,61	18,58	52,72	18,85	49,25	19,45	51,58	18,35
28	52,54	18,52	53,1	18,74	48,52	19,22	49,69	16,39
29	52,58	18,6	52,72	18,83	49,27	19,42	51,11	16,95
30	52,42	18,56	52,46	18,76	48,81	19,04	51,67	17,51
Mittelwert	52,54	18,57	52,78	18,80	49,20	19,14	50,10	16,82
SD	0,08	0,06	0,26	0,11	0,61	0,45	1,40	0,65
Max	52,71	18,67	53,38	19,06	50,31	19,84	52,30	18,35
Min	52,35	18,43	52,46	18,55	48,10	18,20	46,18	15,65
Bereich (Max-Min)	0,36	0,24	0,92	0,51	2,21	1,64	6,12	2,70

Ergebnisse

Abbildung 5-1 zeigt die SD, welche die Reproduzierbarkeit der einzelnen Messreihen darstellen. Die In-vivo-Messungen zeigten höhere SDs als die In-vitro-Messungen.

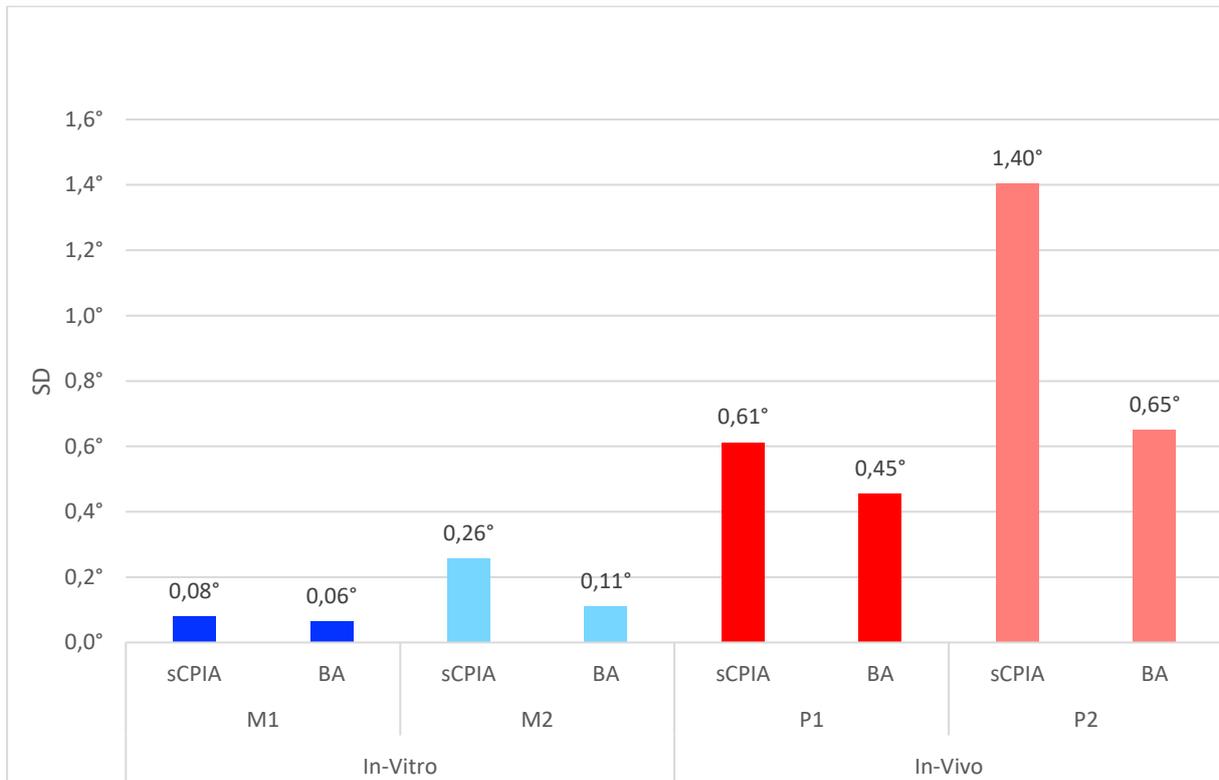


Abbildung 5-1: SD in Grad der einzelnen Messgruppen in vitro (M1 und M2) und in vivo (P1 und P2).

5.1 Ergebnisse der In-vitro-Messungen (M1 und M2)

5.1.1 Sagittaler Kondylenbahnneigungswinkel

Die SD für den rechten sCPIA betrug für M1 0,08 Grad und für M2 0,26 Grad.

Tabelle 2: Mittelwerte \pm SD des sCPIA von M1 und M2

Gruppe	Winkel	Anzahl Messungen	Mittelwert \pm SD (°)
M1	sCPIA	30	52,54 \pm 0,08
M2	sCPIA	30	52,78 \pm 0,26

Ergebnisse

Die Varianzanalyse der M1 und M2 Ergebnisse zeigte einen statistisch signifikanten Unterschied für den sCPIA (Levene's Test: $p < 0,001$), mit höheren Varianzen für M2. Die Streubereiche werden in der Abbildung Nr. 5-2 illustriert.

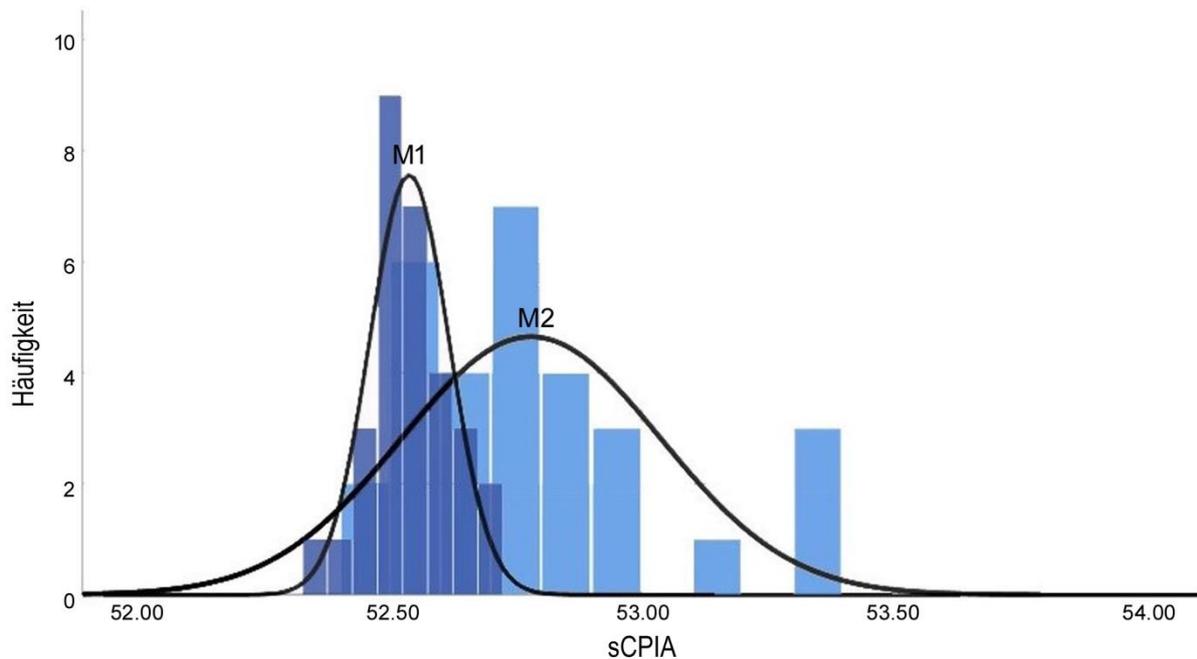


Abbildung 5-2: Histogramm der Normalverteilungskurven für den sCPIA in vitro (M1 und M2). Die Verteilung der Werte ist signifikant breiter für M2.

5.1.2 Bennett-Winkel

Für den rechten BA zeigte M1 eine SD von 0,06 Grad und M2 eine SD von 0,11 Grad.

Tabelle 3: Mittelwerte \pm SD des BA von M1 und M2.

Gruppe	Winkel	Anzahl Messungen	Mittelwert \pm SD (°)
M1	BA	30	18,57 \pm 0,06
M2	BA	30	18,80 \pm 0,11

Die Varianzanalyse der M1 und M2 Ergebnisse zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied für den BA, sondern eine Varianzhomogenität (Levene's Test: $p = 0,104$). Die Streubereiche werden in der Abbildung Nr. 5-3 illustriert.

Ergebnisse

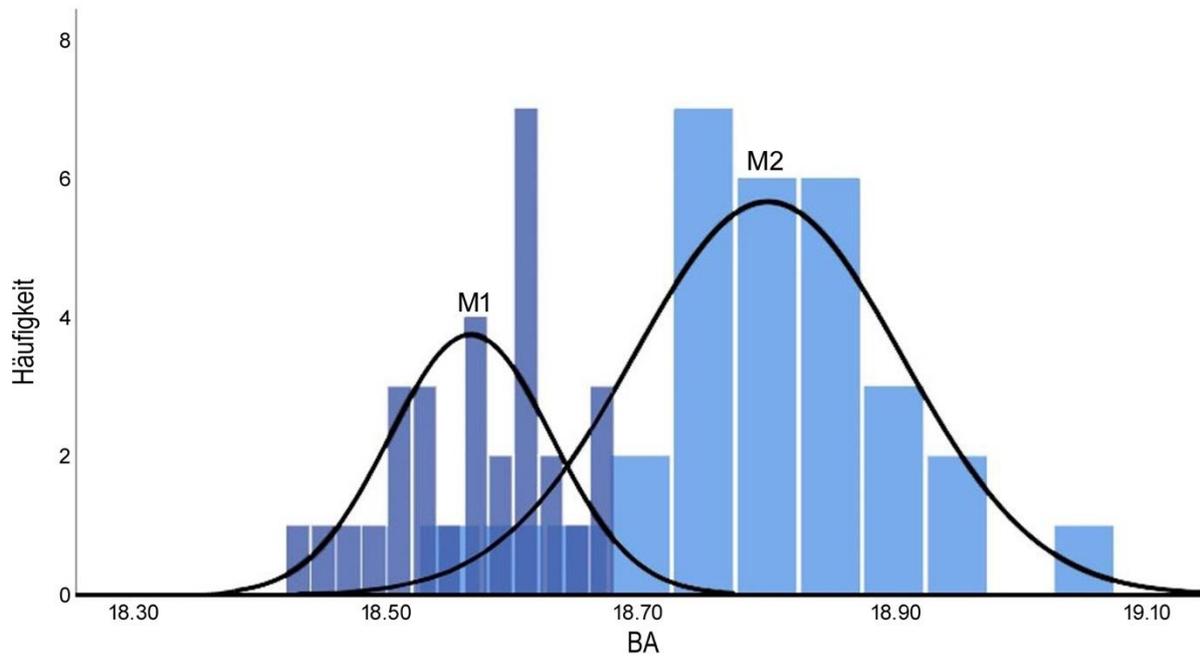


Abbildung 5-3: Histogramm der Normalverteilungskurven für den BA in vitro (M1 und M2).

5.2 Ergebnisse der In-vivo-Messungen (P1 und P2)

5.2.1 Sagittaler Kondylenbahnneigungswinkel

Die SD für den rechten sCPIA betrug für P1 0,61 Grad und für P2 1,4 Grad.

Tabelle 4: Mittelwerte \pm SD des sCPIA von P1 und P2.

Gruppe	Winkel	Anzahl Messungen	Mittelwert \pm SD (°)
P1	sCPIA	30	49,20 \pm 0,61
P2	sCPIA	30	50,10 \pm 1,40

Die Varianzanalyse der P1 und P2 Ergebnisse zeigte einen statistisch signifikanten Unterschied für den sCPIA (Levene's Test: $p < 0,001$), mit höheren Varianzen für P2. Die Streubereiche werden in der Abbildung Nr. 5-4 illustriert.

Ergebnisse

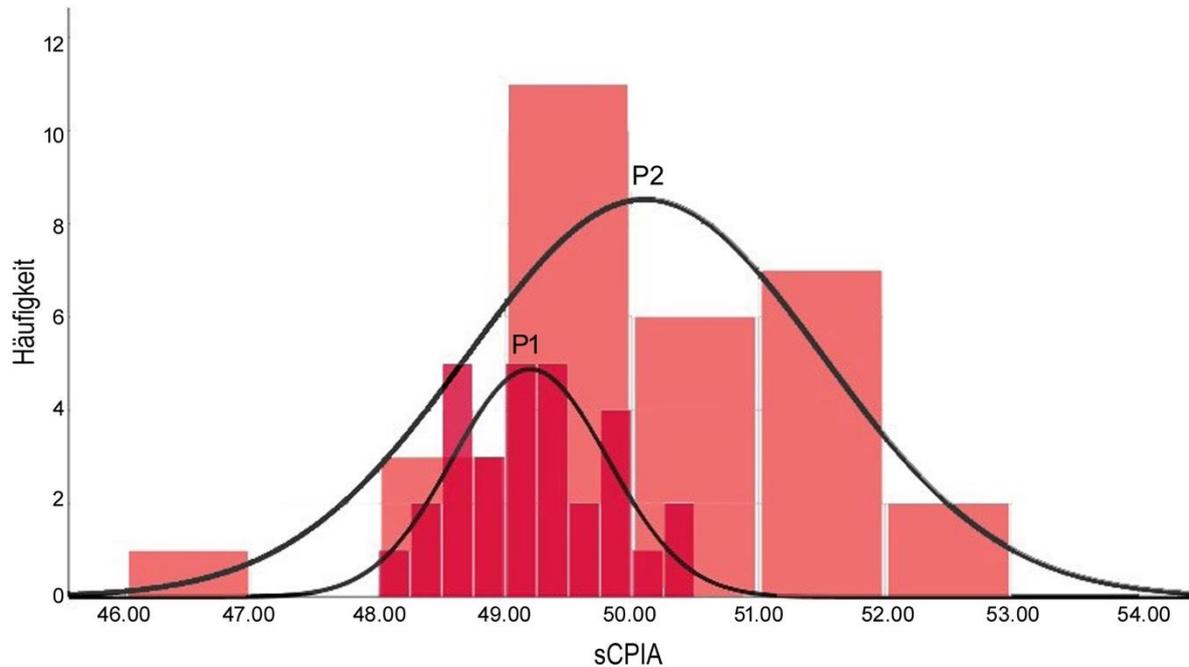


Abbildung 5-4: Histogramm der Normalverteilungskurven für den sCPIA in vivo (P1 und P2). Die Verteilung der Werte ist wesentlich breiter für P2.

5.2.2 Bennett-Winkel

Für den rechten BA zeigte P1 eine SD von 0,45 Grad und P2 eine SD von 0,65 Grad.

Tabelle 5: Mittelwerte \pm SD des BA von P1 und P2.

Gruppe	Winkel	Anzahl Messungen	Mittelwert \pm SD (°)
P1	BA	30	19,14 \pm 0,45
P2	BA	30	16,82 \pm 0,65

Die Varianzanalyse der P1 und P2 Ergebnisse zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied für den BA, sondern eine Varianzhomogenität (Levene's Test: $p=0,157$). Die Streubereiche werden in der Abbildung Nr. 5-5 illustriert.

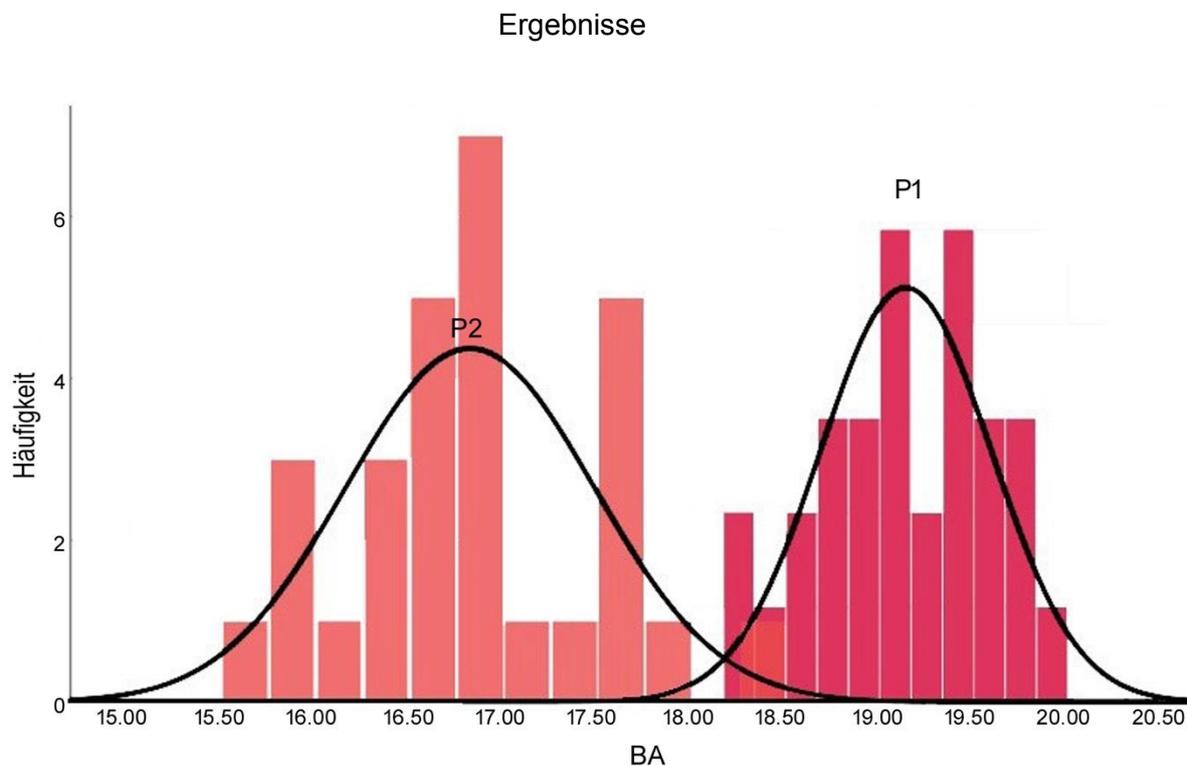


Abbildung 5-5: Histogramm der Verteilungskurven für den BA in vivo (P1 und P2).

5.3 Vergleich der In-vitro- mit In-vivo-Ergebnissen

Die Mittelwerte der beiden Messreihen (in vitro und in vivo) können nicht direkt miteinander verglichen werden, da die In-vitro-Messung unter standardisierten Bedingungen mit einem Artikulator, durchgeführt worden sind und dies ein Unterschied zu klinischen Bedingungen darstellt. Um die beiden Messreihen dennoch auf ihre Reproduzierbarkeit zu vergleichen, wurde die Varianz der Messungen als vergleichbare Messgröße verwendet.

Im Vergleich der Varianzhomogenitäten zwischen den In-vitro-(M1 und M2) und In-vivo-(P1 und P2) Messgruppen wurden statistisch signifikant höhere Varianzen (Levene's Test: sCPIA (M1 zu P1 und M2 zu P2: $p < 0,001$); BA (M1 zu P1 und M2 zu P2: $p < 0,001$)) im In-vivo-Test (P1 und P2) festgestellt.

6 Diskussion

In den letzten Jahren entwickelte sich in der Zahnmedizin ein stetiges Wachstum von Computertechnologien und digitalen Konzepten. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Zukunft der Zahnmedizin stark mit Computertechnologien verknüpft sein wird [3]. Dieser Trend soll die zahnärztlichen Versorgungsmöglichkeiten vereinfachen und verbessern, und für den Patienten angenehmer und effizienter gestalten. Die individuelle Bewegungsanalyse des Unterkiefers und die Bestimmung der einzelnen Messwerte sind nicht nur wichtige Daten für die Diagnose und Behandlung einer CMD [2], sondern auch für die individuelle Gestaltung von indirekten prothetischen Restaurationen [8]. Die Daten aus elektrischen Bewegungsanalysesystemen können für die Programmierung eines Artikulators verwendet werden oder direkt in einer dentalen CAD-Software verarbeitet werden [7]. Ein System welches diese Möglichkeiten liefert, ist das in dieser Studie verwendete DMD-System®. Aktuell gibt es keine Daten bezüglich der Reproduzierbarkeit dieses Systems, daher war das Ziel der Studie, die Reproduzierbarkeit in vitro und in vivo zu beurteilen. Der sCPIA und der BA wurden als Messgrößen festgelegt.

6.1 Diskussion der Methode und Limitationen des Studienaufbaus

Ziel dieser Untersuchung war die Beurteilung der Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® in vitro und in vivo anhand des sCPIA und des BA.

Bei der Untersuchung und Evaluierung von elektronischen Messsystemen gibt es eine Reihe an Faktoren, welche das Messergebnis beeinflussen können [6].

6.1.1 In-vitro-Methode

Der In-vitro-Versuchsaufbau mit dem Artikulator SAM SE stellt ein in sich stabiles System dar, welches einen reproduzierbaren Versuchsaufbau ermöglicht. Der Versuchsaufbau ist einfach gestaltet und reduziert somit mögliche Faktoren welche die Messungen beeinflussen könnten. Durch die stabile Fixierung des Artikulators unter dem FGD des DMD-Systems® ist eine konstante Orientierung

zwischen MTs und dem Magnetfeld des FGD gegeben. Vorteil des hier verwendeten Artikulators liegt in der Bauweise. Er besteht fast ausschließlich aus Kunststoff und hat keinen erkennbaren Einfluss auf das Magnetfeld, wodurch sich Artefakte und Messfehler reduzieren lassen. Andere Artikulatorsysteme wie zum Beispiel der KAVO Protar 7 (KaVo Dental GmbH, Biberach an der Riß, Deutschland) und der Amann GIRRbach Artex CR (Amann GIRRbach Dental GmbH, Pforzheim, Deutschland) sind in ihrer Bauweise präziser, stören aber das magnetische Feld des DMD-Systems® und ermöglichen somit keine In-vitro-Aufzeichnung mit dem DMD-System® in unserer Studie.

Die definierten Referenzpunkte, rechter und linker Kondylus, Infraorbitalpunkt und Inzisalpunkt, ließen sich am Artikulator durch kleine Vertiefungen beliebig oft reproduzierbar mit dem PT abtasten, was ein zuverlässiges Referenzsystem garantierte. Einflüsse von möglichen unterschiedlichen Referenzpunkten auf das Ergebnis werden im Zusammenhang mit dem In-vivo-Versuch diskutiert (6.1.2). Allerdings muss auch in vitro von minimalen Abweichungen in den handgeführten Protrusions- und Laterotrusionsbewegungen, trotz individuell gut reproduzierbaren Führungsbahnen, unterstützt durch den Frontzahnführungsteller, ausgegangen werden.

Die Ergebnisse des In-vitro-Versuchs zeigen eine sehr hohe Reproduzierbarkeit mit einer geringen SD, was auf einen verlässlichen Versuchsaufbau hindeutet. Die SDs im In-vitro-Versuch können somit als Beleg für reproduzierbare Daten des DMD-Systems interpretiert werden.

6.1.2 In-vivo-Methode

Der In-vivo-Versuch wurde an einem Probanden mit einer, innerhalb der biologischen Grenzen, klinisch gut reproduzierbaren statischen Okklusion und dynamischen Front-Eckzahn Führung durchgeführt. Der Proband hatte keinerlei funktionelle Beschwerden und Befunde und eine subjektiv und objektiv physiologische Unterkieferbewegung, soweit diese klinisch beurteilbar ist. Im Gegensatz zum Artikulator gibt es unter klinischen Bedingungen eine Reihe an Variablen, welche das Messergebnis beeinflussen könnten [5]. Einige der wichtigsten Fehlerquellen sind hier zusammengefasst. Gelegentliche CMD-

Beschwerden, wie Gelenkknacken oder mangelnde muskuläre Koordination bei Patienten mit funktionellen Anomalien, können Aufzeichnungen in ihrer Reproduzierbarkeit verändern und zu Abweichungen in den Bewegungen führen [5, 100]. So können neuromuskuläre Veränderungen einen erheblichen Einfluss auf die Unterkieferbeweglichkeit und deren Reproduzierbarkeit haben [101, 102]. Neben den physiologischen Aspekten, wie der biologischen Varianz von Unterkieferbewegungen [5], können die Montage und Justierung der Messapparatur, die Übung des Behandlers in der Anwendung des Systems, die Festlegung der Referenzpunkte und Referenzebenen und die Datenaufbereitung/-verarbeitung die Messergebnisse beeinflussen [103]. Auch das Maß an Instruktion und Training, von Proband und Behandler, können die Dimension der Messergebnisvarianzen beeinflussen [5]. Um die Anzahl der Variablen so gering wie möglich zu halten, wurde die Installation, die Justierung und die Messung von einem einzigen Anwender durchgeführt. Dies kann als Stärke dieser Reproduzierbarkeits-Studie interpretiert werden. In Studien konnte gezeigt werden, dass durch die sensible Anwendung anderer axiographischer Systeme, verschiedene Anwender zu verschiedenen Messergebnissen kamen [104]. Ob verschiedene Anwender Einfluss auf das Messergebnis dieser Studie haben wurde in der vorliegenden Arbeit nicht untersucht.

Weiter ist ein definiertes Referenzsystem eine der Grundlagen für eine gute quantitative Reproduzierbarkeit [105]. Die Einrichtung eines lokalen Koordinatensystems wirkt sich auf die kinematische Ausgabe aus [94]. Untersuchungen zeigten, dass die Scharnierachs-Orbitalebene ein geeignetes Referenzsystem für axiographische Untersuchungen sei [106]. Trotz der Markierung der Referenzpunkte auf der Haut des Probanden, muss man mit einer minimalen Abweichung der Referenzpunkte unter klinischen Bedingungen zwischen den einzelnen Messungen rechnen. Die Kondylen sowie der Infraorbitalpunkt wurden per Palpation ertastet und mit einem schwarzen Stift auf der Haut des Probanden markiert. Ob diese definierten Punkte auf der Hautoberfläche den darunterliegenden anatomischen Strukturen entsprechen, lässt sich nur durch bildgebende oder röntgenologische Verfahren eindeutig klären [5, 10, 107]. Dies wurde in einer Studie von Celar et al. 1996 untersucht. Er verglich die tatsächliche Achsorbiltalebene von 251 Fernröntgenbildern mit der in der Axiographie erstellten Referenzebene. Die Unterschiede zwischen

röntgenologischer Achsorbitalebene und der verwendeten axiographischen Referenzebene betragen durchschnittlich $2,2^\circ \pm 1,6$ und waren laut Celar et al. vernachlässigbar [106]. Allerdings kann rein klinisch die Stellung der Kondylen in Bezug zu den Fossae articulares nicht präzise ermittelt werden [5]. Ebenso ist die Definition des Infraorbitalpunktes als kritisch zu betrachten. Das Markieren des Referenzpunktes auf der Haut ermöglicht ein weitgehend reproduzierbares Abtasten des Infraorbitalpunktes, dennoch lassen sich minimale Abweichungen nicht ausschließen. Ein unterschiedliches Abtasten des Infraorbitalpunktes zwischen den einzelnen Messungen würde in einer nach kaudal bzw. kranial geneigten Achsorbitalebene resultieren und könnte somit zu unterschiedlichen Messergebnissen und Artikulatoreinstellungen führen.

Aufgrund der guten Reproduzierbarkeit der maximale Interkuspitationsposition (IKP) [108], wurde als Startposition der Aufzeichnungen die IKP gewählt. Studien zeigten, dass die IKP bei gesunden Probanden sehr gut reproduzierbar ist, wohingegen die zentrische Kondylenposition stark vom Behandler abhängig ist. Die Reproduzierbarkeit der zentrischen Kondylenposition ist um den Faktor 10 geringer als die der IKP [109].

Die aufgezeichneten Bewegungsbahnen wurden unter Zahnkontakt durchgeführt. Geringe Abweichungen zwischen den einzelnen Bewegungsbahnen sind physiologisch und als biologische Varianz der Bewegung zu bewerten [4, 5]. Um eine möglichst hohe Reproduzierbarkeit der Bewegungen zu gewährleisten, wurde der Proband vor Messbeginn theoretisch und praktisch mit den Bewegungen vertraut gemacht, und diese entsprechend geübt.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Ein statistisch sinnvoller Vergleich zwischen der In-vitro- und In-vivo-Mittelwerte der Messgruppen kann nur unzureichend durchgeführt werden, da der mechanische Artikulator ein im Vergleich nicht ausreichend biologisch-variables System darstellt und die Einstellmöglichkeiten auf einige wenige Parameter beschränkt sind. Ein mechanischer Artikulator kann das komplexe Zusammenspiel der einzelnen Komponenten des stomatognathen Systems

unzureichend wiedergeben. Zu diesen Komponenten zählen unter anderem, die individuelle Gelenkanatomie, die Kaumuskulatur, die Elastizität von Sehnen und Bindegeweben, die Verformung der Unterkieferspange und Knochenstrukturen unter Belastung und die Eigenbeweglichkeit der Zähne [1]. Somit müssen die In-vitro- und In-vivo-Testreihen als voneinander unabhängige Beobachtungen bewertet werden. Dennoch lässt sich die Reproduzierbarkeit für alle Testreihen anhand der SD und Varianzanalyse der Messungen bestimmen und vergleichen.

Die Varianzen der In-vitro-Messergebnisse zeigten eine deutlich höhere Reproduzierbarkeit für den sCPIA und den BA, als die Varianzen der Messergebnisse in vivo. Die höheren Varianzen der In-vivo-Ergebnisse lassen sich neben den bereits unter 6.1.2 diskutierten Aspekten vermutlich auf Dämpfungseffekte durch Gewebe, eine Varianz der ausgeführten Bewegungen oder Varianzen im biologischen System zurückführen. Die geringeren Varianzen in vitro lassen sich auf ein fixes Artikulatorsystem mit wenig Spiel für Abweichungen zurückführen. Die höheren SD in vivo können durch mehrere Faktoren verursacht sein.

- 1) Eine minimale Abweichung bei der Berührung der Referenzpunkte muss angenommen werden. Die Definition der Referenzpunkte auf der Hautoberfläche ist variabel und kann somit zu unterschiedlichen Messergebnissen führen. Ob die ausgewählten Referenzpunkte mit den anatomischen Strukturen übereinstimmen, kann nur mit Hilfe von bildgebenden Verfahren (Computertomographie (CT), Digitale Volumetomographie (DVT) und Magnetresonanztomographie (MRT)) abschließend überprüft werden [14, 107].
- 2) Natürliche biologische Unterschiede in sich wiederholenden Bewegungsmustern sind als physiologische und biologische Varianz anzusehen [5]. Die Translation und Rotation der Kondylen werden nicht nur durch die anatomischen Gegebenheiten des Kiefergelenks bestimmt, sondern auch durch okklusale und neuromuskuläre Faktoren [100]. Durch eine nie auftretende synchrone Kontraktion der Mm. pterygoidei laterales, welche die protrusive Bewegung des Unterkiefers mit durchführen, läuft die Protrusionsbewegung nie symmetrisch ab [110]. Diese physiologischen Eigenschaften führen zu einer Varianz in der Bewegung

und kann somit zu einer Streuung der gemessenen Winkelwerte und der Reproduzierbarkeit führen [110].

- 3) Die Instruktion und Übung des Patienten kann einen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der Bewegung haben [5].
- 4) Der aktuelle funktionelle Status des Kausystems, die Tagesform [19], die Körperhaltung, der Belastungszustand und die Geschwindigkeit der durchzuführenden Bewegungen können die Reproduzierbarkeit der Kieferbewegungen beeinflussen [4, 5].

Vor diesem Hintergrund scheint die In-vitro-Reproduzierbarkeit des DMD-Systems®, trotz eines in vivo gut geschulten Probanden und Behandlers, höher zu sein als der Bereich der biologischen Varianz.

Die Ergebnisse zeigen, dass das Antasten der Referenzpunkte einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse des sCPIA hat. Das einmalige Antasten der Referenzpunkte vor allen 30 Messungen (M1 und P1) führt zu einer signifikant höheren Reproduzierbarkeit, als das Antasten vor jeder der 30 Messungen (M2 und P2). Im Gegenteil dazu hat der Prozess des Antastens der Referenzpunkte vor jeder BA Messung keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Varianzanalyse der In-vitro- und In-vivo-Messergebnisse ausgemacht. Aus klinischer Sicht hat der BA einen größeren Einfluss auf mögliche okklusale Interferenzen von Zahnrestorationen [111] und könnte als wichtiger angesehen werden als der sCPIA.

Dennoch scheint eine korrekte Bestimmung der Referenzpunkte mit dem PT des DMD-Systems® entscheidend für präzise und genaue Ergebnisse sowie für die entsprechenden Winkelwerte zu sein. Unter klinischen Bedingungen muss das System an jedem Messtag neu angebracht und die Referenzpunkte vor jeder Messung neu angetastet werden. Dabei scheint eine minimale Verschiebung der Referenzposition unvermeidbar zu sein. Messungen an verschiedenen Tagen könnten so zu verschiedenen Ergebnissen und somit zu höheren Varianzen als hier beschrieben führen. Schierz et al. verglichen in einer Studie Messergebnisse von zwei verschiedenen Messtagen unter Verwendung des axiographischen Systems Cadiax® Compact II (Gamma dental, Klosterneuburg, Österreich) [19]. Er konnte einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Messtagen feststellen. Das Wiederholen der Messung mit Neuinstallation des

Messsystems kann zu höheren Differenzen führen [19]. Kliniker sollten sich dieser Tatsache bewusst sein und müssen unter optimalen In-vivo-Bedingungen mit SDs von minimal 1,4 Grad für den sCPIA (P2) und einer SD von minimal 0,65 Grad für den BA (P2) mit dem DMD-System® an einem Messtag rechnen. Das kann einem Unterschied von bis zu 6,12° Grad entsprechen.

Ein weiterer Einflussfaktor ist die Größe und das Gewicht der Sensoren, welche direkt an den Zähnen befestigt sind. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Sensoren waren mit einem Gewicht von 3 Gramm pro Sensor sehr leicht. Der Einfluss des Gewichts auf die Kieferbewegung wird in einigen Studien als negativer Faktor betrachtet. In einer Studie von Wagner et al., klagten 7 von 10 Probanden über Kopfschmerzen während der Anwendung eines Doppelbogen-Axiographen System [112]. Lotzmann und Kobes zeigten in einer Studie, dass nur ein Gewicht von über 100 Gramm das neuromuskuläre System reizte und die Kieferbewegung beeinflusste [113]. Die Gewichtsbelastung des MT auf den Unterkiefer beträgt 3 Gramm und ist somit deutlich unter der in der Literatur beschriebenen Maximalgrenze. Es ist davon auszugehen, dass schwere, sperrige Gesichtsbögen ggf. die Muskelspannung beeinflussen, erhöhen und die physiologischen Kieferbewegungen der Patienten stören könnten.

Ein weiterer Nachteil von Registrierungssystemen mit Gesichtsbögen kann darin bestehen, dass eine Verschiebung dieser Gesichtsbögen gegeneinander oder ihre falsche Installation, das axiographische Ergebnis verzerren kann [60, 112]. Um diesen Einfluss, sowie die Auswirkung des Gewichts auf die Ergebnisse der Axiographie zu beurteilen, müssen weitere klinische Studien durchgeführt werden.

Ein Nachteil des DMD-Systems® ist die Tatsache, dass die Magnetfeldererkennung empfindlich auf metallische Gegenstände in der Umgebung reagiert, was zu Fehlern in den Aufzeichnungen führen kann. Für beste Aufzeichnungsergebnisse sollte der Aufstellort des DMD-System® so gewählt sein, dass metallische Gegenstände 1 Meter entfernt sind [99]. In der vorliegenden Studie wurde darauf geachtet, diese Einflussfaktoren, die zu einer Verzerrung der Ergebnisse führen könnten, zu minimieren.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie scheinen mit anderen elektrischen und konventionellen mechanischen Systemen vergleichbar zu sein. Die „S2k-Guideline Instrumentelle Funktionsanalyse“ in der Zahnmedizin erwähnt eine mittlere maximale Abweichung der in der Literatur quantifizierten Winkelwerte, insbesondere für die sCPIA- und die BA-Werte, von elektronischen Axiographiesystemen von ≤ 3 bis 5 Grad [5]. Das bedeutet, dass die in dieser Studie ermittelten Werte, selbst für die In-vivo-Messungen, absolut innerhalb dieser Grenze liegen. Die Reproduzierbarkeit der In-vivo-Ergebnisse mit einer SD von 1,40 Grad (P2) für den sCPIA und einer SD von 0,65 Grad (P2) für den BA lässt eine geringe biologische Variabilität der Unterkieferbewegung bei funktionsgesunden Probanden vermuten. Auch Stiesch-Scholz et al. beschrieben in einer Studie eine bemerkenswert geringe biologische Variabilität der Unterkieferbewegung bei gesunden Probanden [100].

Andere Studien zeigten folgende Ergebnisse:

In einem Artikulatorversuch wurde mit dem ECR-System dreidimensional mehrfach registriert. Es wurden SDs von 1,3 -1,4 Grad für den sCPIA und SDs vom 1,3 - 2,6 Grad für den BA ermittelt [114].

In einer Studie von Baulig und Reiber wurden mit einem Artikulator und dem String®-Conylocomp LR2 (Dentron GmbH, Höchberg, Deutschland) 100 Messungen für den sCPIA und BA durchgeführt. Sie untersuchten die Abweichung zu einem voreingestellten Winkelwert. Die Werte für den sCPIA wichen im Mittelwert um maximal 2,2 Grad von den voreingestellten Werten im Artikulator ab. Die Werte für den BA wichen im Mittelwert um maximal 7,7 Grad von den voreingestellten Werten im Artikulator ab. In einer mechanisch-graphischen Vergleichsmessung wichen die voreingestellten Werte um 0,8 Grad für den sCPIA und um 0,4 Grad für den BA ab [115].

In einer In-vitro-Untersuchung über die Reproduzierbarkeit des String®Condylocomp LR2 (Dentron GmbH, Höchberg, Deutschland) ergaben sich maximale Streuungen von ± 2 Grad [116].

In-vitro-Studien mit dem CADIAX Compact-System (GAMMA Dental, Klosterneuburg, Deutschland) zeigten folgende Ergebnisse: Eine Studie berichtete über eine SD in vitro von 0,39 bis 0,62 Grad für den sCPIA [117]. Eine

andere In-vitro-Studie ergab eine SD von 0,52 bis 1,58 Grad für den sCPIA und eine SD von 0,57 bis 1,18 Grad für den BA [17].

In einem weiteren In-vitro-Artikulatorversuch wurde das JMA-System (Zebris Medcial GmbH, Isny, Deutschland) auf einen Protar®7-Artikulator (KaVo Dental GmbH, Biberach an der Riß, Deutschland) mit vorgegebenen Winkelwerten montiert. Die Istwerte wichen von den Sollwerten für den sCPIA um $1,2 \pm 0,2$ Grad und für den BA um $0,6 \pm 0,5$ Grad ab [118].

Die In-vitro-Ergebnisse der vorliegenden Studie können nur bedingt mit den in der Literatur beschriebenen Ergebnissen verglichen werden. Verschiedene Messsysteme, unterschiedliche Versuchsaufbauten oder andere Artikulatorsysteme machen einen direkten Vergleich der Ergebnisse nur begrenzt möglich. Dennoch sind die In-vitro-Ergebnisse dieser Studie als akzeptabel einzuordnen.

In Bezug auf die In-vivo-Messungen beschrieben auch andere Autoren eine höhere SD und Varianz der Messergebnisse [19].

In einer vergleichenden Untersuchung wurden drei axiographische Registrierverfahren miteinander verglichen. In einer Voruntersuchung zur Reproduzierbarkeit der Systeme wurden 15 Protrusions- und 15 Mediotrusionsbewegungen von einem klinisch funktionsgesunden Probanden je System durchgeführt. Die Voruntersuchung mit allen drei Systemen erfolgte an einem Tag, um Tagesform abhängige Einflüsse, wie Muskel und Gewebezustände zwischen Messungen möglichst zu reduzieren. Folgende Werte wurden ermittelt: Für das CADIAX III-System (Gamma Dental, Klosterneuburg, Österreich) ergaben die Messungen eine SD für den sCPIA von 0,64-1,0 Grad und für den BA von 0,59-0,72 Grad. Für das Condylograph-System (Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland) ergaben die Messungen eine SD für den sCPIA von 0,76-0,77 Grad und für den BA von 0,38-0,77 Grad. Für das *Jaw Motion Analysis System* (Zebris Medical GmbH, Isny im Allgäu, Deutschland) ergaben die Messungen eine SD für den sCPIA von 1,63-1,77 Grad und für den BA von 1,33-1,11 Grad [79]. Die In-vivo-Methoden dieser Studie sind vergleichbar mit den In-vivo-Methoden der vorliegenden Arbeit. Auch die

Ergebnisse des Vorversuchs korrelieren gut mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie.

Eine In-vivo-Studie von Stiesch-Scholz et al. verglich die Reproduzierbarkeit von sCPIA und BA bei gesunden Probanden und TMD-Patienten. Das axiographische Ultraschall-System „ARCUSdigma“ (KaVo Dental, Biberach an der Riß, Deutschland) wurde hier verwendet. Die SD in der Gruppe der gesunden Probanden betrug 1,37 Grad für den sCPIA und 1,22 Grad für den BA. Die Reproduzierbarkeit in der TMD-Gruppe war geringer mit einer SD von 2,17 Grad für die sCPIA und 1,7 Grad für die BA [100].

Ein genauer Vergleich der in der Literatur beschriebenen In-vivo-Daten mit den Messergebnissen dieser Studie fällt schwer, da sich die Studien in Material und Methoden oft unterscheiden. Die Konstantsetzung der Parameter der vorliegenden Studie: Behandler, Patient und Referenzpunkte, minimieren Messfehler und erhöhen die Zuverlässigkeit sowie die Reproduzierbarkeit des Versuches. Auf Basis der in der Literatur beschriebenen Ergebnisse, kann man von einer akzeptablen Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® in vivo ausgehen. Man kann abschließend allerdings keine eindeutige Beurteilung der Messgenauigkeit des DMD-Systems® ableiten. Um die Messgenauigkeit des DMD-Systems® evidenzbasiert zu belegen, sind weitere Studien nötig.

Inwieweit die Varianzen der Messergebnisse einen Einfluss auf die Befundung und Therapie haben kann nicht abschließend beurteilt werden. Es kann aber davon ausgegangen werden, dass kleine Abweichungen der Messergebnisse für die Artikulatorprogrammierung klinisch akzeptabel sind und zu einer akzeptablen okklusalen Gestaltung der resultierenden prothetischen Restauration führen können [17, 119]. Die Ergebnisse liegen wahrscheinlich näher am Optimum als bei bekannten analogen axiographischen Messmethoden. Wenn das Okklusionskonzept eine anteriore geschützte Eckzahnführung ist, können kleine Fehler noch tolerierbarer sein [119]. Frühere Studien konnten bereits zeigen, dass die patienten-individuelle Artikulatorprogrammierung mit elektrischen Systemen reproduzierbarer war als mit konventionellen mechanischen Systemen oder interokklusalen Aufzeichnungen [120, 121].

Das Bestreben den *digitalen Workflow* weiter zu vervollständigen, bewirkt eine stetige Weiterentwicklung der digitalen instrumentellen Systeme. Die Nutzung der Bewegungsdaten in Kombination mit virtuellen Artikulatoren ergänzen den *digitalen Workflow* [7]. So kann die Wiedergabe von Bewegungsmustern, wie z.B. die Nahbewegungen beim Kauen, virtuell dargestellt werden und den *digitalen Workflow* sinnvoll ausbauen. Dies bedeutet, dass bei der CAD/CAM-Fertigung von Zahnersatz die realen Bewegungsmuster berücksichtigt werden können und die physiologischen und biologischen Aspekte der Unterkieferbewegung mehr und mehr in den *digitalen Workflow* integriert werden. Die digitale instrumentelle Bewegungsanalyse stellt somit eine wichtige Ergänzung und Schnittstelle zur CAD/CAM-Fertigung von Zahnersatz dar und ergänzt den digitalen *Workflow* um einen wichtigen Bestandteil [7].

Diese Studie erlaubt eine Aussage über die Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® in vitro und in vivo. Eine Aussage über die Validität kann nicht getroffen werden, da die Einstellmöglichkeiten des SAM SE Artikulators zu unpräzise sind und in vivo keine Vergleichsmessungen existieren. Mit dem In-vitro-Versuch kann gezeigt werden, dass das System reproduzierbare Daten liefert. Der In-vivo-Versuch gibt nur eine Information über die mögliche Spannbreite der Ergebnisse und spiegelt somit die mögliche Größe der biologischen Varianz wieder.

Vor diesem Hintergrund und innerhalb der Grenzen dieser Studie kann das DMD-System® als ein reproduzierbares und zuverlässiges System für die digitale Erfassung der dynamischen Okklusionsparameter, sCPIA und BA, angesehen werden. Um die Messgenauigkeit des DMD-Systems® evidenzbasiert zu belegen, sind weitere Studien nötig.

6.3 Ausblick

Mit den vorliegenden Ergebnissen konnte gezeigt werden, dass das DMD-System® unter optimalen Bedingungen, in vitro und in vivo, reproduzierbare Daten liefert. Allerdings konnten viele Faktoren die im klinischen Alltag existieren unter Studienbedingungen nicht berücksichtigt werden und müssten durch weitere Studien geklärt werden. Zum einen sollte die interexaminierte Verlässlichkeit verschiedener Anwender getestet werden. Weiter ist es sinnvoll die Reproduzierbarkeit der Messwerte an verschiedenen Messtagen zu

Diskussion

evaluieren. Die Weiterverarbeitung der Daten analog, digital oder virtuell muss auf ihre Präzision untersucht werden und mit gleichwertigen analogen oder digitale Daten verglichen werden. Vergleichende Messungen mit anderen Systemen am selben Patienten könnten Aufschluss über viele weitere Fragen geben.

7 Schlussfolgerung

Innerhalb der Grenzen dieser Studie scheint die digitale instrumentelle Funktionsanalyse und Bewegungsaufzeichnung mit dem DMD-System® ein reproduzierbares Verfahren zur Messung des sCPIA und des BA in vitro und in vivo zu sein. Die Vermessung ist benutzerfreundlich und nicht invasiv für den Patienten.

Die systembedingte Abweichung in vitro, welche hier die Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® repräsentiert, ist kleiner als die in vivo beobachtete biologische Varianz. Somit kann unter Beachtung der Limitationen der vorliegenden Studie von zuverlässigen Messungen unter klinischen Bedingungen ausgegangen werden.

8 Zusammenfassung

Hintergrund: Das DMD-System® ist ein Medizinprodukt, das mithilfe von Magnetfeldtechnologie Unterkieferbewegungen aufzeichnet. Die Daten können zur Programmierung eines Artikulators verwendet oder direkt in einer CAD-Software verarbeitet werden. Zielsetzung dieser Studie war die Beurteilung der Reproduzierbarkeit des DMD-Systems® in vitro und in vivo.

Material und Methoden: Protrusive und laterotrusive Bewegungen wurden in vitro mit einem Artikulator (SAM SE) (Gruppe M) und in vivo an einer Testperson (Gruppe P) durchgeführt. Die Messungen wurden auf zwei Arten durchgeführt: 1) Nach der Initialisierung des Systems und einmaligem Referenzieren unter Verwendung von Referenzpunkten wurden 30 protrusive und laterotrusive Bewegungen ausgeführt (M1 und P1). 2) 30 Einzelmessungen, nach jeweils neuem Referenzieren (M2 und P2). Die Werte für den sCPIA und den BA wurden exportiert und analysiert. Die Reproduzierbarkeit des Systems wurde anhand der SD des sCPIA und des BA der Messgruppen (M1, M2, P1 und P2) bewertet.

Ergebnisse: Die In-vitro-Tests M1 (SD: sCPIA = 0,08°; BA = 0,06°) und M2 (SD: sCPIA = 0,26°; BA = 0,11°) zeigten eine signifikant höhere Reproduzierbarkeit ($p < 0,001$) im Vergleich zu den In-vivo-Messungen P1 (SD: sCPIA = 0,61°; BA = 0,45°) und P2 (SD: sCPIA = 1,4°; BA = 0,65°).

Schlussfolgerung: Innerhalb der Grenzen der vorliegenden Studie ist die systembedingte Abweichung in vitro, welche hier die Reproduzierbarkeit des DMD-Systems repräsentiert, kleiner als die in vivo beobachtete biologische Varianz. Somit kann von zuverlässigen Messungen unter klinischen Bedingungen ausgegangen werden.

9 Literaturverzeichnis

1. Gärtner C, Kordaß B: Der Virtuelle Artikulator: Entwicklung und Evaluation. *Int J Comp Dent* 2003, 6(7):11-24
2. Kordaß B, Hugger A: Instrumentelle Verfahren zur Berücksichtigung der Unterkieferfunktion. *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln* 2010:283-303.
3. Kordaß B, Gärtner C, Söhnel A, Bisler A, Voß G, Bockholt U, Seipel S: The virtual articulator in dentistry: concept and development. *Dental Clinics of North America* 2002, 46(3):493-506, vi.
4. Ahlers MO, Bernhardt O, Jakstat H, Kordaß B, Türp J, Schindler H, Hugger A: Motion analysis of the mandible: concept for standardized evaluation of computer-assisted recording of condylar movements. *Journal of Craniomandibular Function* 2014, 6:333-352.
5. Prof. Dr. Karl-Heinz Utz (DGFDT L, Prof. Dr. Alfons Hugger (DGFDT L, (DGFDT) P-DDMOA, (DGFDT DW-DS: S2k-Leitlinie (Langversion) Instrumentelle zahnärztliche Funktionsanalyse. In.: Deutsche Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie (DGFDT) Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK); 2015.
6. Kordass B: Computer-assisted instrumental functional diagnostics - state of development, possibilities, and limits. *International journal of computerized dentistry* 2002, 5(4):249-269.
7. Kordass B, Ruge S, Ratzmann A, Hugger A: Current technologies for functional diagnostics and CAD/CAM. *International journal of computerized dentistry* 2013, 16(2):163-171.
8. Hugger A, Hugger S, Ahlers M, Schindler H, Türp J, Kordaß B: Movement function of the mandible: A concept for structuring criteria for analysis and for standardizing computer-assisted recordings. *J Craniomand Funct* 2013, 5:41-53.
9. Mauderli AP, Lundeen HC: Simplified condylar movement recorders for analyzing TMJ derangements. *CRANIO®* 1986, 4(3):207-212.
10. Kordass B, Bernhardt O, Ratzmann A, Hugger S, Hugger A: Standard and limit values of mandibular condylar and incisal movement capacity. *International journal of computerized dentistry* 2014, 17(1):9-20.
11. Kordass B, Hugger A, Bernhardt O: Correlation between computer-assisted measurements of mandibular opening and closing movements and clinical symptoms of temporomandibular dysfunction. *International journal of computerized dentistry* 2012, 15(2):93-107.

12. Bernhardt O, Kordaß B, Meyer G: The diagnostic value of computerized jaw tracking for arthrogenous temporomandibular disorders (TMDs)/Der diagnostische Wert von computergestützten Kieferbewegungsaufzeichnungen bei arthrogenen kranio-mandibulären Dysfunktionen. J CranioMand Func 2014, 6:39-50.
13. Schönwälder G: Die Weiterentwicklung des Messsystems Sirognathograph und deren klinische Erprobung unter besonderer Berücksichtigung klinischer und technischer Störgrößen. Med. Diss; Universitätsbibliothek Greifswald; 2002.
14. Kordass B: Koppelung der Kernspintomographie des Kiefergelenkes mit computergestützten Aufzeichnungen der Kondylenbahn: neue Aspekte für die funktionsorientierte Kiefergelenkdiagnostik und-therapie: Quintessenz-Verlag-GmbH; 1996.
15. Schierz O, Wagner P, Rauch A, Reissmann DR: Impact of mounting methods in computerized axiography on assessment of condylar inclination. CRANIO® 2019, 37(1):60-67.
16. Kordaß B, Mundt T: Instrumentelle Funktions-und Okklusionsanalyse-state-of-the-art der diagnostischen Möglichkeiten. Teil 1: Instrumentelle Funktionsanalyse. Quintessenz 2003, 54:1061-1077.
17. Ahangari AH, Torabi K, Pour SR, Ghodsi S: Evaluation of the Cadiax Compact(R) II accuracy in recording preadjusted condylar inclinations on fully adjustable articulator. The journal of contemporary dental practice 2012, 13(4):504-508.
18. Slavicek R: Clinical and instrumental functional analysis for diagnosis and treatment planning. Part 5. Axiography. Journal of clinical orthodontics : JCO 1988, 22(10):656-667.
19. Schierz O, Klinger N, Schon G, Reissmann DR: The reliability of computerized condylar path angle assessment. International journal of computerized dentistry 2014, 17(1):35-51.
20. Mantout B, Giraudeau A, Perez C, Ré JP, Orthlieb JD: Technical validation of a computerized condylographic system. international journal of stomatology & occlusion medicine 2008, 1(1):45-50.
21. Cuccia A, Caradonna C: The relationship between the stomatognathic system and body posture. Clinics (Sao Paulo) 2009, 64(1):61-66.
22. Okeson JP: Management of temporomandibular disorders and occlusion 7edn. Mosby: Elsevier Health Sciences; 2012:2-34.
23. Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ: The Glossary of Prosthodontic Terms. The Journal of Prosthetic Dentistry 1999.

Literaturverzeichnis

24. Strub J, Kern M, Türp C, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart M: Curriculum Prothetik: Band I. In., 4 edn.: Berlin: Quintessenz Verlag; 2011:81-91.
25. Siegler S, Hayes R, Nicoletta D, Fielding A: A technique to investigate the three-dimensional kinesiology of the human temporomandibular joint. *The Journal of prosthetic dentistry* 1991, 65(6):833-839.
26. Hugger AW: Gelenknahe elektronische Erfassung der Unterkieferfunktion und ihre Umsetzung in den Artikulator: klinisch-experimentelle Untersuchungen an Probanden und Patienten: Quintessenz-Verlag; 2000.
27. Fanghänel J, Gedrange T: On the development, morphology and function of the temporomandibular joint in the light of the orofacial system. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger* 2007, 189(4):314-319.
28. Moffett BC, Jr., Johnson LC, McCabe JB, Askew HC: Articular remodeling in the adult human temporomandibular joint. *Am J Anat* 1964, 115:119-141.
29. Bumann A, Lotzmann U, Rateitschak KH: Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien, vol. 12: Thieme Stuttgart; 2000:48-68.
30. Hugger A, Türp JC, Kerschbaum T: Curriculum Orale Physiologie: Quintessenz; 2006:53-60.
31. Posselt U: Range of movement of the mandible. *The Journal of the American Dental Association* 1958, 56(1):10-13.
32. Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Schwestka-Polly R, Thieme K, Fanghänel J, Miede B: Functional conditions of the mandible: theory and physiology. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger* 1999, 181(1):27-32.
33. Posselt U: Terminal hinge movement of the mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1957, 7(6):787-797.
34. McMillan AS, McMillan DR, Darvell BW: Centers of rotation during jaw movements. *Acta Odontol Scand* 1989, 47(5):323-328.
35. Behr M, Fanghänel J: Kраниomандибулäre Dysfunktionen: Antworten auf Fragen aus der Praxis. Stuttgart Georg Thieme Verlag; 2019.
36. Pond LH, Barghi N, Barnwell GM: Occlusion and chewing side preference. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1986, 55(4):498-500.
37. Diernberger S: Zur Lateralität der Kaufunktion -Untersuchungen zum Einfluss sozialer, funktionell/dysfunktioneller und okklusaler Faktoren sowie zum Einfluss der prothetischen Versorgung anhand der Daten der bevölkerungsrepräsentativen Basisstudie SHIP-0. Med. Diss.; Universitätsbibliothek Greifswald; 2006.

38. Beyron H: Occlusal relations and mastication in Australian aborigines. *Acta odontologica scandinavica* 1964, 22(6):597-678.
39. Matsumura H, Tsukiyama Y, Koyano K: Analysis of sagittal condylar path inclination in consideration of Fischer's angle. *J Oral Rehabil* 2006, 33(7):514-519.
40. Lückerath W: Bennett movement. A literature review. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991, 46(3):189-193.
41. Luce CE: The Movements of the Lower Jaw. *The Boston Medical and Surgical Journal* 1889, 121(1):8-11.
42. Ulrich J: *Undersøgelser over Kjaebeleddet hos Mennesket, med saerligt Hensyn til de mekaniske Forhold*; 1896.
43. Bennett NG: A contribution to the study of the movements of the mandible. In.: SAGE Publications; 1908.
44. Meyer G: *Praxisgerechte instrumentelle Funktionsdiagnostik*. Akademie Praxis und Wissenschaft 1993.
45. Reusch D: *Rekonstruktion von Kauflächen und Frontzähnen*. In. Westerborg: Eigenverl.; 1990.
46. Reusch D, Feyen J: *Aufzeichnung von Kiefergelenkbewegungen und Simulation im Artikulator*. Innovation für die Zahnheilkunde 1993.
47. Lewin A: *Electrognathographics: atlas of diagnostic procedures and interpretation*: Quintessence Pub Co; 1985.
48. Rammelsberg P: *Untersuchungen über Ätiologie, diagnose und Therapie von Diskopathien des Kiefergelenkes*: Quintessenz-Verlag-GmbH; 1998.
49. Engelhardt J: *Die instrumentelle Funktionsanalyse im Behandlungskonzept der täglichen Praxis*. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993, 48:287-292.
50. Gysi A: *Beitrag zum Artikulationsproblem*: Verlag von August Hirschwald; 1908.
51. Stuart CE: Use of the Stuart articulator in obtaining optimal occlusion. *Dent Clin North Am* 1979, 23(2):259-270.
52. Koeck B: *Funktionsstörungen des Kauorgans*, vol. 8: Urban & Schwarzenberg; 1995:138-139.
53. Lee RL: *Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls. II. Transfer apparatus*. *J Prosthet Dent* 1969, 22(5):513-527.

54. Lee RL: Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls. Part I. Recording apparatus. The Journal of prosthetic dentistry 1969, 22(2):209-224.
55. Kluge G: Methodisch bedingte Fehler bei der Aufzeichnung von Kiefergelenksbewegungen mit Hilfe des Stereognathographen Typ V; Med. Diss., München 1989.
56. Slavicek R: Axiographie. Kiefergelenk und Okklusion, Quintessenz Verlag (Berlin) 1980.
57. Klett R: Projektionsbedingte Messfehler bei axialer Pantographie. Dtsch Zahnärztl Z 1983(38): 44-46.
58. Klett R: Projektionsfehler bei der Winkelmessung mit Scharnierachsschreibern. Dtsch Zahnärztl Z 1982(37):S482-486.
59. Freesmeyer W, Luckenbach A: Kiefergelenkdiagnostik und Therapie mit computergestütztem Registrierverfahren. Zahnärztl Mitt 1987, 77:692-703.
60. Piehslinger E, Čelar AG, Čelar RM, Slavicek R: Computerized Axiography: Principles and Methods. CRANIO® 1991, 9(4):344-355.
61. Klett R: Elektronisches registrierverfahren für die kiefergelenksdiagnostik. Dtsch Zahnärztl Z 1982, 37:991-998.
62. Freesmeyer W: Instrumentelle Funktionsanalyse zur Diagnostik und Therapie. PHILLIP JOURNAL 1998, 15:33-44.
63. Kucukkeles N, Ozkan H, Ari-Demirkaya A, Cilingirturk A: Compatibility of mechanical and computerized axiographs: A pilot study. The Journal of prosthetic dentistry 2005, 94(2):190-194.
64. Bewersdorff HJ: ELEKTROGNATHOGRAPHIE Elektronische dreidimensionale Messung und Registrierung von Kieferbewegungen. European Journal of Oral Sciences 1970, 78(1-4):83-115.
65. Heners M: Ein elektronisches Verfahren zur Registrierung von sagittalen Grenzbewegungen des Unterkiefers. Dtsch Zahnärztl Z 1973(28):533-540.
66. Freesmeyer W, Luckenbach A: ECR-System-Analyse der Zusammenhänge zwischen anteriorer und posteriorer Führung. Dtsch Zahnärztl Z 1987(42):17-22.
67. Freesmeyer W, Luckenbach A, Müller T, Hüls A: Vergleichende Untersuchung zwischen mechanisch und elektronisch registrierter Unterkieferbewegung in Beziehung zur Gelenktopographie Dtsch Zahnärztl Z 1984, 39(11):870-875.

68. Körber E, Luckenbach A: Dreidimensionale Darstellung der Bewegung einzelner Punkte eines Kiefermodelles im Artikulator. Dtsch zahnärztl Z 1981, 36:462-466.
69. Körber E, Luckenbach A: Beitrag zur Registrierung der räumlichen Bewegung des Unterkieferinzisalpunktes und der Kondylen. Quintessenz 1982, 10:1915-1923.
70. Luckenbach A: Neue elektronisch-mathematische Methode zur Bestimmung des kondylären Rotationszentrums. Dtsch Zahnärztl Z 1991(46):661-664.
71. Luckenbach A, Hüls A, Körber E: Individualisierte Registrierung der Unterkieferbewegungen mit Hilfe des ECR-Systems. Dtsch Zahnärztl Z 1986(41):677-683.
72. Theusner J, Meyer G: Neuer paraokklusaler Löffel für zahngeführte axiographische Messungen. Zahnärztl Welt 1986.
73. Meyer G, Dal Ri H: Dreidimensionale elektronische Messung der Bewegungen des Kondylus über die Scharnierachse des Unterkiefers. Dtsch Zahnärztl Z 1985(40):881.
74. Slavicek R: Clinical and instrumental functional analysis for diagnosis and treatment planning. Part 7. Computer-aided axiography. Journal of clinical orthodontics : JCO 1988, 22(12):776-787.
75. Spranger H: Ultraschallschnittbilduntersuchungen der Kiefergelenke. Elektromedica 1972, 40:160-166.
76. Spranger H: Ergebnisse von Ultraschall- Echountersuchungen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z 1977(32):695-697.
77. Pröbster L, Benzing U: Comparison of two computer-aided recording systems: MT 1602 and Compugnath. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 1990, 45(7 Spec No):S54-58.
78. Klamt B, Nägerl D, Kubein-Meesenburg D: Vergleichende Untersuchung von Meßmethoden zur Aufzeichnung der räumlichen Mandibulabewegung. Dtsch. Zahnärztl. Z. 45, 1990, S33-35
79. Verch S: Vergleichende Untersuchung der Messergebnisse der sagittalen Kondylenbahnneigung und des Bennettwinkels dreier Registrierverfahren. Inaugural Dissertation. Medizinische Fakultät, Freie Universität Berlin. 2002.
80. Brunner W: Persönliche Mitteilung und Demonstration im Rahmen einer Einladung der Fa. Zebris, Tübingen 1999.

81. Devanne H, Gentil M, Maton B: Biomechanical analysis of simple jaw movements in Friedreich's ataxia. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* 1995, 97(1):29-35.
82. Bock O, Ortlieb R, Ott K: Untersuchung über die Brauchbarkeit des Mandibularkinesiographen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1978(33):639-642.
83. Lewin A, Lemmer J, Van Rensburg L: The measurement of jaw movement. Part II. *The Journal of prosthetic dentistry* 1976, 36(3):312-318.
84. Gernet W: Untersuchungen zur Aussage der kinesiographischen Funktionsanalyse. *Dtsch Zahnärztl Z* 1981, 36:304-309.
85. Gernet W: Die kinesiographische Aufzeichnung der Unterkieferbewegung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982, 37:327-332.
86. Lemmer J, Lewin A, Van Rensburg L: The measurement of jaw movement. Part I. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1976, 36(2):211-218.
87. Van Rensburg L: Electrognathographics - an introduction to the clinician (II). *Quintessence international, dental digest* 1982, 13(4):423-436.
88. Schrader U: Untersuchungen zur Meßgenauigkeit des elektronischen Meßsystems MT 1602 unter besonderer Berücksichtigung klinischer Aspekte. Düsseldorf; 1994.
89. Michler L, Bakke M, Møller E: Graphic assessment of natural mandibular movements. *Journal of Craniomandibular Disorders* 1987, 1(2):97-114.
90. Kazazoglu E, Heath MR, Ferman AM, Davis GA: Recording mandibular movement: technical and clinical limitations of the Sirognathograph. *Journal of orofacial pain* 1994, 8(2):165-77.
91. Piancino MG, Kyrkanides S: *Understanding masticatory function in unilateral crossbites*: John Wiley & Sons; 2016.
92. An K-N, Jacobsen M, Berglund L, Chao E: Application of a magnetic tracking device to kinesiologic studies. *Journal of biomechanics* 1988, 21(7):613-620.
93. Milne A, Chess D, Johnson J, King G: Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal operating range and metal interference. *Journal of biomechanics* 1996, 29(6):791-793.
94. Baeyens JP, Gilomen H, Erdmann B, Clijsen R, Cabri J, Vissers D: In vivo measurement of the 3D kinematics of the temporomandibular joint using miniaturized electromagnetic trackers: technical report. *Medical & biological engineering & computing* 2013, 51(4):479-484.
95. Messerman T: A means for studying mandibular movements. *The Journal of prosthetic dentistry* 1967, 17(1):36-43.

96. Ohlrogge H: Elektronische Registrierung der Kiefergelenksbewegungen. Dtsch Zahnärztl 1982(37):263-264.
97. Burckhardt R: Elektronische Registriermethoden zur Aufzeichnung der Unterkieferbewegungen. ZMK Heute 1991, 7:S6-14.
98. Die neue Dimension der Kieferregistrierung der Optic Jaw Motion Analyser [<https://www.zebris.de/zahnmedizin/produkte-loesungen/kieferregistrierung-optic-jma/>]; Abgerufen 24.03.2020
99. Ignident® GmbH: DMD-System® Gebrauchsanweisung und technische Daten Teil 1 In.; 2019.
100. Stiesch-Scholz M, Demling A, Rossbach A: Reproducibility of jaw movements in patients with craniomandibular disorders. Journal of oral rehabilitation 2006, 33(11):807-812.
101. Obrez A, Stohler CS: Jaw muscle pain and its effect on gothic arch tracings. The Journal of prosthetic dentistry 1996, 75(4):393-398.
102. Svensson P, Arendt-Nielsen L, Houe L: Muscle pain modulates mastication: an experimental study in humans. Journal of orofacial pain 1998, 12(1):7-16.
103. Hugger A, Kordass B, Edinger D, Stüttgen U: Simultane Bewegungsaufzeichnungen mit zwei berührungslos messenden Registriersystemen. Dtsch Zahnärztl 1997(52): 536-539.
104. Bernard V, Utz KH, Schmitt L: Zur Präzision der mechanischen Achsiographie. . Dtsch Zahnärztl Z 1996(51):469-471.
105. Stainer M, Niedermoser A, Kulmer S, Pfeiffer K: Computerassisted axiography systems and mechanical axiography-Experimental comparison of accuracy in measurements. Stomatologie 1998, 95(3):101-110.
106. Čelar A, Schiefersteiner E, Fürhauser R, Slavicek G: Die Referenzebene der elektronischen Axiographie im lateralen Fernröntgenbild. Stomatologie 1996:387-389.
107. Gallo L, Gössi D, Colombo V, Palla S: Relationship between kinematic center and TMJ anatomy and function. Journal of dental research 2008, 87(8):726-730.
108. Vahle-Hinza K, Rybczynskia A, Jakstatb H, Ahlersc M: Condylar position analysis with a new electronic condylar position measuring instrument E-CPM: influence of different examiners and a working bite on reproducibility. International journal of computerized dentistry 2009, 12:235-246.

109. Lentner E, Rammelsberg P, Böhm A, Pospiech P, Gernet W: Zum Untersuchereinfluss auf Lage und Reproduzierbarkeit der zentrischen Kondylenposition. Dtsch Zahnärztl 1997(52):411-415.
110. Beck F: Untersuchung über die Reproduzierbarkeit der Axiographie: Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg; 1988.
111. Pröschel PA, Maul T, Morneburg T: Predicted incidence of excursive occlusal errors in common modes of articulator adjustment. International Journal of Prosthodontics 2000, 13(4):303-310.
112. Wagner A, Seemann R, Schicho K, Ewers R, Piehslinger E: A comparative analysis of optical and conventional axiography for the analysis of temporomandibular joint movements. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003, 90(5):503-509.
113. Lotzmann U, Kobes L: On the influence of weight and point of gravity position of the mandibular recording bow on the course of axiographic tracings. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 1988, 43(11 Spec No):S67-70.
114. Miura H, Luckenbach A, Freesmeyer W: Untersuchung zur Reproduzierbarkeit des ECR-Systems Dtsch. Zahnärztl Z 47; 1992:373-376.
115. Baulig H, Reiber T: Experimentelle Untersuchung zur Präzision des String Condylcomp LR2. Dtsch Zahnärztl Z 1995(50):533-535.
116. Ott K, Olavarria L, Bose M: Untersuchungen über die Reproduzierbarkeit von Registrierungen mit dem Condylcomp LR 2. Dtsch Zahnärztl Z 1991(46):596-598.
117. Chang WSW, Romberg E, Driscoll CF, Tabacco MJ: An in vitro evaluation of the reliability and validity of an electronic pantograph by testing with five different articulators. The Journal of Prosthetic Dentistry 2004, 92(1):83-89.
118. Hugger A, Bölöni E, Berntien U, Stüttgen U: Artikulatorjustierung mit Hilfe elektronischer Unterkiefer-Bewegungsaufzeichnungen. Poster zur Jahrestagung der DGZPW 2000.
119. Celar AG, Tamaki K: Accuracy of recording horizontal condylar inclination and Bennett angle with the Cadiax compact®. Journal of Oral Rehabilitation 2002, 29(11):1076-1081.
120. Beard CC, Donaldson K, Clayton JA: Comparison of an electronic and a mechanical pantograph. Part I: Consistency of an electronic computerized pantograph to record articulator settings. J Prosthet Dent 1986, 55(5):570-574.

Literaturverzeichnis

121. Price R, Bannerman R: A comparison of articulator settings obtained by using an electronic pantograph and lateral interocclusal recordings. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1988, 60(2):159-164.

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Darstellung der sechs Freiheitsgrad des Unterkiefers/ der Unterkieferbewegung [25]..... 7

Abbildung 2-2: Grenzbewegungen des Unterkiefer-Inzisalpunktes in der Sagittalebene (Posselt-Diagramm), i = IKP, r = Ruheposition, P = protrudierte Kontaktposition, RC = retrudierte Kontaktposition, H = terminale Schanierachsenbewegung, h = habituelle Schließbewegung, M = maximale Öffnung [31]..... 8

Abbildung 2-3: Grenzbewegungen des Unterkiefers in der Horizontalebene. IKP = maximale Interkuspitation, RK = retrusive Unterkieferbewegung, PR = protrusive Unterkieferbewegung, LL = laterale Grenzbewegung links, RL = laterale Grenzbewegung rechts. 9

Abbildung 2-4: Registriersystem nach Lee [54]. A) Angelegte Registriersystem am Patienten. B) Fräsen der Bewegung in einen der Polyesterharz-Blöcke. C) Schematische Darstellung der gefrästen Bahnen bei der Protrusionsbewegung. D) Schematische Darstellung der gefrästen Bahnen bei der Laterotrusionsbewegung..... 14

Abbildung 2-5: Quickanalyser nach Lee mit einem Doppelbogensystem und zwei sagittal ausgerichtete gelenknahe Schreibplatten zur Aufzeichnung von Protrusions- und Laterotrusionsbewegungen [55]..... 15

Abbildung 2-6: Das Doppelbogen System des SAM-Axiographen mit mechanischer Wegmessuhr. Die Bewegungen wurden auf gelenknahen Schreibflaggen aufgezeichnet [55] 16

Abbildung 2-7: Messapparatur nach Lemmer, Lewin und Van Rensburg. Der Kunststoffrahmen mit drei Wandlerpaaren ist mit einem Brillengestell vor

dem Mund aufgehängt. Ein kleiner Magnet (M) war zwischen den unteren zentralen Schneidezähnen zementiert [86].....	21
Abbildung 2-8: Koordinatensystem des Sirognathographen und dessen Bauteile. Der Messgeber ist ein Permanentmagnet der auf die labiale Seite des Unterkieferinzisivenpunktes zementiert wird. Der Messaufnehmer besteht aus einem System von acht Hall-Sensoren und ist über einen Kopfbogen am Probanden fixiert [13, 47].	22
Abbildung 4-1: DMD-System Cart (1) mit Systemkomponenten: FGD (2) und Tablet (3). Das SMD und MMD sind im DMD-Cart (1) verbaut. Die Adapter für die MTs und den PT sind oberhalb des Tablets (auf diesem Bild nicht sichtbar). Über den Funktionsarm (4) lässt sich die Höhe des FGD (2) einstellen.....	27
Abbildung 4-2: Marker Tools mit 6DOF-Sensortechnologie, einem Gewicht von 3 Gramm und einer Größe von ca 15 mm (Klebefläche).....	28
Abbildung 4-3: Pointing Tool mit 6DOF-Sensor zum Antasten der Referenzpunkte.....	29
Abbildung 4-4: Blockschaltbild des DMD-Systems®.	29
Abbildung 4-5: Flowchart der In-vitro (M1, M2)- und In-vivo (P1,P2)- Messreihen (Referenzpunkte = RP).	30
Abbildung 4-6: SAM SE Artikulator mit einartikulierten Modellen und individualisiertem Frontzahnführungsteller.....	32
Abbildung 4-7: Fixierte MTs auf den Zähnen 24/25 und 44/45.....	33
Abbildung 4-8: Fixierter Artikulator unter dem FGD des DMD-Systems®. Das FGD hatte ca. 25 cm Abstand zu den MTs.	34
Abbildung 4-9: Über den Reiter „Patient“ wurde eine Patientendatei angelegt.	35

Abbildung 4-10: Unter dem Reiter „Aufzeichnung“ wurde das System über den Button „Init.-DMD System“ initialisiert. Nach dem Initialisieren wurden die Referenzpunkte (rechter und linker Kondylus, Infraorbitalpunkt, Inzisalpunkt) und die Habituelle-Okklusion gemessen.....	35
Abbildung 4-11: Messprotokoll des In-vitro-Versuchs (M1 und M2)	36
Abbildung 4-12: Unter dem Reiter „Analyse“ lassen sich die aufgezeichneten Bewegungen in allen Raumebenen wiedergegeben und analysieren. Diese Abbildung zeigt die aufgezeichneten Bahnen nach Protrusion im Artikulator.....	37
Abbildung 4-13: Beispiel für die aufgezeichneten Bahnen nach Laterotrusion im Artikulator.....	37
Abbildung 4-14: Proband mit intraoral fixierten MTs Regio 24/45 und 44/45 und entspanntem Lippenschluss.....	39
Abbildung 4-15: Positionierung des Probanden unter dem FGD mit intraoral fixierten MTs. Der Abstand zwischen MTs und FGD betrug ca. 25 cm..	39
Abbildung 4-16: Antasten des rechten Kondylus mit dem PT.....	40
Abbildung 4-17: Antasten des Infraorbitalpunktes mit dem PT.....	40
Abbildung 4-18: Messprotokoll des In-vivo-Versuchs (P1 und P2).....	41
Abbildung 4-19: Aufgezeichnete Bahnen nach Protrusion am Probanden.	42
Abbildung 4-20: Aufgezeichnete Bahnen nach Laterotrusion des Probanden..	42
Abbildung 4-21: Beispielbild für die Ermittlung des Bennet-Winkels nach Laterotrusion. Rechts im Bild sind die drei Ablaufschieber zu sehen. Durch die beiden unteren Schieber (2 Anfang/ 3 Ende) wurden die Aufzeichnung auf den wichtigen Teil begrenzt. Der obere Schieber (1) gab die durch die beiden unteren Schieber begrenzte Bewegung wieder.	

Abbildungsverzeichnis

Die Werte für die Winkel wurden unten rechts (roter Kasten) abgelesen.	43
Abbildung 5-1: SD in Grad der einzelnen Messgruppen in vitro (M1 und M2) und in vivo (P1 und P2).....	46
Abbildung 5-2: Histogramm der Normalverteilungskurven für den sCPIA in vitro (M1 und M2). Die Verteilung der Werte ist signifikant breiter für M2.	47
Abbildung 5-3: Histogramm der Normalverteilungskurven für den BA in vitro (M1 und M2).....	48
Abbildung 5-4: Histogramm der Normalverteilungskurven für den sCPIA in vivo (P1 und P2). Die Verteilung der Werte ist wesentlich breiter für P2.	49
Abbildung 5-5: Histogramm der Verteilungskurven für den BA in vivo (P1 und P2).	50

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Überblick der Messergebnisse der In-vitro-(M1 und M2) und In-vivo-(P1 und P2) Messreihen. Darstellung der deskriptiven Statistik: Mittelwert, SD, Maximalwert (Max), Minimalwert (Min), Bereich (Max-Min).....	45
Tabelle 2: Mittelwerte \pm SD des sCPIA von M1 und M2	46
Tabelle 3: Mittelwerte \pm SD des BA von M1 und M2.	47
Tabelle 4: Mittelwerte \pm SD des sCPIA von P1 und P2.	48
Tabelle 5: Mittelwerte \pm SD des BA von P1 und P2.....	49

12 Abkürzungsverzeichnis

BA	Bennett-Winkel (<i>Bennett angle</i>)
CAD	<i>Computer-Aided Desing</i>
CADIAX	<i>Computer Aided Diagnostic Axis Recording</i>
CAM	<i>Computer-Aided Manufacturing</i>
CMD	Cranio Mandibuläre Dysfunktion
DMD-System	<i>Dental-Motion-Decoder-System</i>
DOF	<i>Degrees of Freedom</i>
ECRS-System	Elektronisches Computergestütztes Registrier System
FGD	<i>Field Gnerating Device</i>
IKP	Interkuspitaionsposition
JMA	<i>Jaw-Motion-Analyzer</i>
Max	Maximalwert
Min	Minimalwert
MMD	<i>Marker Managing Device</i>
MT	<i>Marker Tool</i>
PT	<i>Pointing Tool</i>
SAM	Schulartikulator-München

Abkürzungsverzeichnis

sCPIA	Sagittaler Kondylenbahnneigungswinkel (<i>sagittal condyla path inclination angle</i>)
SD	Standardabweichung (<i>Standard deviation</i>)
SMD	<i>System Managing Device</i>
TMD	Temporomandibuläre Dysfunktion

13 Eidesstattliche Erklärung

Ich, Janosch Goob, geboren am 26.01.1991 in Heilbronn, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Reproduzierbarkeit eines magnetbasierten

Systems zur Aufzeichnung von Unterkieferbewegungen

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 29.06.2021

Janosch Goob

14 Danksagung

Ein großes Dankeschön möchte ich an all diejenigen richten, die diese Arbeit ermöglicht, daran mitgewirkt und sich eingebracht haben. Im Speziellen möchte ich folgende Personen erwähnen:

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth danke ich für die kompetente Beratung, die intensive Betreuung sowie für die Unterstützung der schriftlichen Fertigstellung und schließlich für die Überlassung des Dissertationsthemas.

Bei Dr. Oliver Schubert, Dr. Jean-Mark Pho Duc und Zahntechnikermeister Joseph Schweiger bedanke ich mich für die Unterstützung bei fachlichen Fragen.

Weiter gilt mein Dank Dr. Dipl.-Ing. Kurt Erdelt.

Und zuletzt danke ich der Firma Ignident GmbH und Frau Petra Clauß für die Bereitstellung des DMD-Systems.

16 Publikationsliste

Goob J, Erdelt K, Schweiger J, Pho Duc JM, Schubert O, Güth JF.
Reproducibility of a magnet-based jaw motion analysis system. Int J Comput Dent. 2020;23(1):39-48. PMID: 32207460.

Goob J, Erdelt K, Schweiger J, Freise J, Pho Duc JM, Schubert O, Güth JF.
Reproduzierbarkeit des DMD-Systems anhand gelenkbezogener Messwerte.
Poster zur 68. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für
Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. 2019 in Rostock