

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



***Digitaler kieferorthopädischer Workflow unter
Berücksichtigung funktionstherapeutischer Aspekte***

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

vorgelegt von

Friedrich Wilhelm Kopp
aus
Rostock

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Gabriele Kaeppler
Prof. Dr. Dr. Heinz Kniha

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.01.2022

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Zusammenfassung.....	VI
Abstract.....	VII
1 Einleitung	1
1.1 Zielsetzung	2
2 Literaturübersicht – Digitaler Workflow in der Kieferorthopädie	3
2.1 Kieferrelation – horizontal und vertikal.....	3
2.2 Intraoralscan mit digitalem Zentrikregistrator.....	4
2.3 DVT – Digitale Volumentomographie	6
2.3.1 Vergleich mit CT	7
2.3.2 Vergleich mit MRT	7
2.3.3 Vergleich mit FRS.....	9
2.3.4 Vergleich mit PSA.....	10
2.3.5 DVT in zentrischer Kieferrelation	12
2.4 Facescan.....	13
2.5 Bestimmung der Scharnierachse.....	14
2.6 Matching von DVT-, Intraoralscan- und Facescandatensätzen	15
2.6.1 3D-Geometrie	16
2.6.2 Zusätzliche Eigenschaften.....	18
2.7 Segmentierung	19
2.7.1 Verfahren.....	19
2.7.2 Hart- und Weichgewebe	21
2.7.3 Zähne und Knochen	22
2.7.4 Zähne trennen und klassifizieren.....	24
2.8 Hybridzähne – Merging von Krone und Wurzel	25
2.9 Virtuelles Setup	26
2.10 Therapieentscheidung	29
2.11 Aligner	30

2.12	Multibracketapparatur	31
2.12.1	Brackets.....	32
2.12.2	Bögen	32
2.13	FEM – Finite-Elemente-Methode.....	33
2.14	CAE – Computer aided engineering	40
2.15	CAM – computer aided manufacturing	44
2.15.1	Individualisierung im Bracket.....	45
2.15.2	Individualisierung im Bogen.....	47
2.15.3	Modulare Bracketsysteme	48
2.16	Reevaluation mit Intraoralscanner	49
2.17	Sure Smile	51
3	Material und Methode.....	53
3.1	Vorüberlegung.....	53
3.1.1	Funktionsweise des CentricGuides	54
3.1.2	Geometrische Vorbetrachtung.....	56
3.2	Proband	59
3.3	Klinisches Vorgehen.....	60
3.4	Digitale Weiterverarbeitung	64
4	Ergebnisse	67
4.1	Beurteilung der Position von Kondylus und Diskus in DVT und MRT.....	67
4.2	Reproduzierbarkeit der mit CentricGuide gefundenen Positionen.....	69
4.3	Auswertung der Scharnierachsen.....	76
4.3.1	Nur mit CentricGuide vorgenommene Registrate	76
4.3.2	Selbstständige Kieferöffnung aus CentricGuide-Position	78
5	Diskussion	82
5.1	CentricGuide.....	82
5.2	Digitale, intraorale, individuelle Scharnierachsenbestimmung.....	83
5.3	Schlussfolgerungen	85

6	Anhang	87
6.1	Abkürzungen und Formelzeichen	87
6.2	Rohdaten	89
6.3	Hilfsmittel	91
6.4	Dokumentation der eigenen Matlabfunktionen	91
6.4.1	Koordinatentransformation	91
6.4.2	Errechnen der individuellen Scharnierachse	95
6.4.3	Richtungen der Achsen in kartesischer und sphärischer Form.....	99
6.4.4	2D-Darstellung der Achsen mit Bagplots und polaren Scatterplots	100
6.4.5	3D-Darstellung der Achsen.....	103
6.5	Verzeichnis der interaktiven 3D-Inhalte	106
6.6	Tabellenverzeichnis.....	107
6.7	Bildnachweis/Abbildungsverzeichnis	107
	Literaturverzeichnis	111
	Danksagung	150
	Affidavit	151
	Lebenslauf.....	152

Zusammenfassung

- Zielstellung

Ziel der vorliegenden Studie ist, einen digitalen Workflow für die Erwachsenenkieferorthopädie unter Einbeziehung funktioneller Aspekte des Kiefergelenks zu erarbeiten und die aktuelle Evidenzlage von dafür notwendigen Teilschritten zusammenzutragen sowie zukünftige Entwicklungsbereiche aufzuzeigen. Als klinischer Anteil soll eine Methode entwickelt werden, um die individuelle Scharnierachse ohne extraoralen Registrierbehelf digital zu bestimmen.

- Material und Methoden

Die Literaturübersicht wird als ausführliche Handsuche in PubMed/MEDLINE und aus referenzierten Quellen erstellt. Das neu erdachte, dreidimensionale Verfahren wird als Proof-of-concept an einem Probanden modifiziert und getestet. Mit dem CentricGuide wird die zentrische Kondylenposition registriert und anschließend per DVT und MRT validiert und beurteilt. Die Berechnung der Scharnierachsen erfolgt in Matlab anhand von im zahntechnischen Laborscanner digitalisierten Endpositionen mehrerer rotatorischer Öffnungsbewegungen aus der registrierten Zentrikposition.

- Ergebnisse

Ein vollständig digitaler, kieferorthopädischer Workflow unter Einbeziehung funktioneller Aspekte des Kiefergelenkes ist technisch möglich. Mit dem CentricGuide gelingt es bei diesem Probanden, reproduzierbar eine zentrale Position der Kondylen in den Fossae einzustellen. Der erdachte Ansatz ist bei diesem Probanden geeignet, die individuelle Scharnierachse auf 2 mm genau zu lokalisieren.

- Schlussfolgerungen

Der digitale Workflow sollte zugunsten einer patientenindividuelleren Planung und Therapie stärkere Verbreitung finden. Dazu sind weitere klinische Studien zur Validierung der Teilschritte und das Zusammenführen all dieser in einer anwenderfreundlichen Software notwendig. Zur schnellen und einfachen, digitalen Bestimmung der individuellen Scharnierachse sollten entsprechende Algorithmen in die Software von Intraoralscannern aufgenommen und klinisch an größeren Kohorten überprüft werden.

Abstract

- Objective

A fully digital workflow for orthodontics in adults incorporating functional aspects of the temporomandibular joint (TMJ) is proposed. The current scientific evidence of necessary substeps ranging from planning and simulation to execution is presented. Regarding the substep of patient specific hinge axis determination a novel method independent of any facebow is developed and tested.

- Materials and Methods

To gather scientific evidence PubMed/MEDLINE is searched and the bibliography of relevant articles is considered. As a proof-of-concept the novel 3D-method is tested and refined based on one subject. The centric relation is determined using Centric-Guide and evaluated through the means of cone-beam computed tomography (CBCT) and magnetic resonance imaging (MRI). To investigate rotatory jaw opening multiple bite registrations of intermediate positions starting from the same centric relation bite are taken and later digitized in a dental laboratory scanner. Calculation of hinge axes is carried out in Matlab.

- Results

A fully digital workflow for orthodontics in adults incorporating functional aspects of the TMJ is technically feasible. Using CentricGuide a centric condyle-fossa-relation was achieved reproducibly in this subject. Furthermore, hinge axis location could be determined with an accuracy of 2 mm using the novel method.

- Conclusion

To improve patient specific planning, simulation and treatment the digital workflow should be increasingly adopted. This can be accelerated by validating all substeps in clinical studies and finally uniting the whole workflow in a user-friendly software. Algorithms for hinge axis determination (possibly similar to the approach presented) should be implemented in the software of intraoral scanners and tested on validation cohorts. This may lead to an easy, digital and more patient specific, clinical procedure.

1 Einleitung

Die Digitalisierung ist ein allgegenwärtiges Thema und durchdringt sämtliche Lebensbereiche. Ob die Umstellung in jedem Bereich sinnvoll ist, bleibt abzuwarten. Obwohl sich in der Zahnmedizin die Abrechnung am Computer durchgesetzt hat, verging viel Zeit, bis das digitale Röntgen allgemeine Verbreitung fand und auch auf diesem Gebiet gibt es noch heute Verfechter der analogen Technik. Dennoch ist in der Radiologie mit der Digitalen Volumentomographie (DVT) auch für den ambulanten Bereich ein Verfahren verfügbar, das einen Erkenntnisgewinn in der nächsten Dimension ermöglicht, der analog so nicht möglich ist. Die verschiedenen Intraoralscanner hingegen ringen trotz der beeindruckenden Verbesserungen in den letzten Generationen damit, nicht nur eine für Patienten komfortable Alternative zur klassischen Abformung darzustellen, sondern tatsächlich neue diagnostische und therapeutische Möglichkeiten zu eröffnen. Besonders im Bereich der Funktionsanalyse und -therapie steckt in der digitalen Vorgehensweise enormes Potential. Der hohe Material- und Zeitaufwand, der bei volladjustierbaren Artikulatoren benötigt wird, um Kieferrelation und -bewegungen nachzuahmen, kann mit einer realitätsnahen Simulation in den heutzutage ubiquitären Computern deutlich reduziert werden. Dadurch ergibt sich zusätzlich die Chance, patientenindividuelle Mandibulabewegungen wie aufgezeichnet wiederzugeben und für die prothetische oder kieferorthopädische Planung und Therapie zu verwenden – eine Möglichkeit, die im analogen Pendant so nicht besteht.

Das Prinzip des Backward Planning hat durch die Kombination von Daten aus Intraoralscanner und DVT in der Implantologie und Prothetik an Bedeutung gewonnen. Das kieferorthopädische Analogon ist das visual treatment objective (VTO), welches nicht nur für die Planung ein wichtiges Tool, sondern auch sehr hilfreich bei der Aufklärung der Patienten ist. Diese können sich als Laien anhand eines Facescans mit virtuellem Smile Design in ihrem Gesicht das mögliche Outcome besser vorstellen als es noch so viele Fachbegriffe erklären können.

Der tatsächliche Nutzen solcher Technologien hängt in entscheidendem Maße von der nachgeschalteten Software ab. Darum gilt es, nicht nur analoge Konzepte platzsparend und einfach abrufbar zu digitalisieren, sondern mit den aktuellen Geräten neue Abläufe zu entwerfen und deren Möglichkeiten letztlich in benutzerfreundlicher, offener Anwendersoftware zusammenzuführen.

1.1 Zielsetzung

Es ist Ziel dieser Arbeit, aktuelle Möglichkeiten, Entwicklungen und Trends in der digitalen Zahnheilkunde zu strukturieren und in einem umfassenden digitalen kieferorthopädischen Workflow für die Erwachsenenbehandlung zusammenzuführen. Dieser soll folgende Maßgaben erfüllen:

- Patientenspezifische, präzise Planung
- Therapiehoheit bleibt beim Behandler
- Vorbeugung und frühzeitiges Management von Komplikationen
- Berücksichtigung funktioneller Aspekte des Kiefergelenks
- Kurze Behandlungszeit und Kosteneffizienz

Bevor die Teilschritte im Einzelnen erläutert werden, soll zur Orientierung der Ablauf im Überblick skizziert werden. Ausgangspunkt für die Therapieplanung bilden eine Digitale Volumentomographie (DVT) und ein korrespondierender Intraoralscan in zentrischer Kieferrelation. Diese Daten werden genutzt, um ein virtuelles kieferorthopädisches Setup unter Berücksichtigung der patientenspezifischen Scharnierachse, Wurzelmorphologie und Knochenstruktur zu erstellen. In diesem Prozess wird ggf. mit zusätzlicher dreidimensionaler Kephalemetrie die Entscheidung über das Therapiemittel getroffen. Der dargestellte Workflow bezieht sich vorwiegend auf die Verwendung einer Multibracket-Apparatur, tangiert jedoch auf der einen Seite auch das kombiniert kieferorthopädisch-chirurgische Vorgehen und auf der anderen Seite die Korrektur mittels Alignerschienen. In der Therapie ist die Verwendung von CAE-CAM-Bögen vorgesehen, die nach patientenspezifischen Finite-Elemente-Modellen berechnet werden, um die idealen Kraftgrößen und -richtungen für die gewünschten Zahnbewegungen einzuleiten. Die einzelnen Schritte werden anhand von wissenschaftlicher Literatur dargestellt und es werden ggf. Beispiele aus der Industrie angeführt.

Als klinisch experimenteller Anteil wird eine neu erdachte Methode zur individuellen Scharnierachsregistrierung als Teilschritt des gesamten Ablaufs am Beispiel eines Probanden untersucht. Die vorliegende Arbeit soll damit als Beitrag in Richtung einer patientenindividuellen Therapie dienen.

2 Literaturübersicht – Digitaler Workflow in der Kieferorthopädie

2.1 Kieferrelation – horizontal und vertikal

Die Definition der zentrischen Kieferrelation unterlag seit dem frühen 20. Jahrhundert immer wieder Veränderungen und wird auch heute noch international diskutiert (Keshvad und Winstanley, 2000a, 2000b; Palaskar *et al.*, 2013). Obwohl die zentrische Kieferrelation seit 1992 in Deutschland von der Nomenklaturkommission der heutigen DGPro als „kranio-ventrale, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen bei physiologischer Kondylus-Diskus-Relation und physiologischer Belastung der beteiligten Gewebestrukturen“ (Siebert, 1996, S. 398) definiert ist, so gibt es auch hierzulande eine Vielzahl von Methoden und Meinungen, wie diese am Patienten zu ermitteln sei. Viele dieser Vorgehensweisen unterscheiden sich allerdings eher im theoretischen Ansatz und weniger hinsichtlich des klinischen Ergebnisses (Türp *et al.*, 2006; Galeković *et al.*, 2017; de Moraes Melo Neto *et al.*, 2021). Für eine umfassende Darstellung sei an dieser Stelle auf die Dissertation von Bräunig verwiesen (Bräunig, 2012).

Paradox erscheint jedoch, dass an die horizontale Kieferrelation Anforderungen gestellt werden, die weit in den Submillimeterbereich hineingehen; die Varianten zur Bestimmung der vertikalen Kieferrelation hingegen jeweils eine Standardabweichung im Bereich mehrerer Millimeter haben (Utz *et al.*, 2010). Trotzdem gibt es bezüglich der Vertikalen weitaus weniger fachliche Auseinandersetzung über die exakte Definition des Zielbereichs, was an der größeren Adaptationsfähigkeit in der Vertikalen zu liegen scheint (Orthlieb und Ehrmann, 2013). Neben der bekannten neuromuskulären „Bestimmung der Ruhelage“, geometrisch-ästhetischen Gesichtsproportionen und der funktionellen „Bestimmung des engsten Sprechabstandes“ zur Bestimmung dieser Position, seien die dentale „Bestimmung der Shimbashi-Dimension“ (Joy *et al.*, 2019), sowie kephalometrische Ansätze (Nakai *et al.*, 1998; Sierpinska *et al.*, 2013) erwähnt. Da bei kieferorthopädischen Behandlungen meist alle Zähne mit einbezogen werden, ist es nicht nur aus forensischen Gründen sinnvoll, zu Beginn der Behandlung die angestrebte Kieferrelation zu bestimmen oder festzulegen, um den Biss darauf einstellen zu können (Cordray, 2002). Besonders wichtig ist dieser Schritt bei der kieferorthopädischen Therapie, wenn ein Zwangsbiss oder eine manifeste cranio-mandibuläre Dysfunktion (CMD) vorliegen, aber auch zu deren Vorbeugung (Clark *et al.*, 2001). Der Prozess der orthodontischen Zahnumstellung an sich stellt oft schon eine gewisse

Belastung für die Gewebe des Kiefergelenkes und die Kaumuskulatur dar, weil es zwischenzeitlich häufig zu Frühkontakten kommt. Zeitweise wird über Aufbisse zur Intrusion sogar bewusst mit Vorkontakten gearbeitet. Auch einige Geräte zur Therapie einer skelettalen Klasse III bergen die Gefahr, die bilaminäre Zone zu belasten und das retroartikuläre Polster zu komprimieren, da sie therapeutisch einen retralen Zwangsbiss verursachen. Eine solche Belastung führte im Tierversuch nach fünf Wochen zu einer Abflachung der Pars posterior des Diskus articularis, was für anteriore Diskusdislokation prädisponieren könnte (Isberg und Isacsson, 1986). Umso wichtiger ist es, dass eine harmonische Kieferrelation und Okklusion in Statik und Dynamik als Behandlungsziel angestrebt werden.

2.2 Intraoralscan mit digitalem Zentrikregistrat

Die Technik des Intraoralscans hat in den letzten Jahren entscheidende Verbesserungen hinsichtlich Scangeschwindigkeit und -präzision erfahren. Für viele Anwendungen sind die Scans heute hinsichtlich der Qualität konventionellen Abformungen ebenbürtig. Optische Abformverfahren gelangen an ihre technischen Grenzen bei der Darstellung subgingivaler Präparationsgrenzen aufgrund schwieriger Zugänglichkeit und Blutungen, der dimensionsgetreuen Wiedergabe ganzer Zahnbögen und Funktionsabformungen teilbezahnter und zahnloser Kiefer.

Die Übersichtsarbeit von Abduo und Elseyoufi kommt zu dem Schluss, dass Intraoralscans von ganzen Zahnbögen in der Genauigkeit Alginatabformungen ebenbürtig und daher verlässlich für die prothetische Planung und die Verwendung in der Kieferorthopädie sind (Abduo und Elseyoufi, 2018). Darüber hinaus konnte in einer in vitro Studie gezeigt werden, dass manche Intraoralscanner, die mit Puder arbeiten, auch für den gesamten Kiefer vergleichbare Präzision und Richtigkeit zu Polyetherabformungen erreichen (Ender *et al.*, 2019). Während Intraoralscans den Polyetherabformungen hinsichtlich der Richtigkeit für den Präparationsscan bei viergliedrigen Brücken in vitro schon 2013 überlegen waren (Güth *et al.*, 2013a), wurden kürzlich sogar für die Indikation bei rein implantatgetragener Prothetik in einer klinischen, prospektiv vergleichenden Studie klinisch akzeptable Genauigkeiten der Intraoralscans gefunden. Einschränkend ist zu erwähnen, dass es sich dabei um Oberkiefer mit zusätzlichen palatinalen Referenzkörpern handelte, die Zahnreihe nur bis zum ersten Molaren

extendiert wurde, wobei das letzte Implantat gemäß Fotos an der mesialen Grenze dieser Zahnregion lokalisiert war und die klinisch akzeptable Genauigkeit bei 200 µm festgesetzt wurde (Chochlidakis *et al.*, 2020). Für den intraoralen Scan zahnloser Kiefer und die Kieferrelationsbestimmung dieser können die ursprünglichen Einschränkungen jedoch revidiert werden. Durch Lo Russo *et al.* sind Konzepte verfügbar, die mehrere Jahre klinisch erprobt wurden, sodass die volldigitale Totalprothetik als Alternative zum analogen Vorgehen angesehen werden kann (Lo Russo und Salamini, 2018; Lo Russo *et al.*, 2020a; 2020b; 2020c). Jüngst wurde in einem Fallbericht zudem ein volldigitaler Workflow zur implantatprothetischen Full-Mouth-Rehabilitation mittels monolithischen Zirkonbrücken auf gefrästen Titanstegen vorgestellt (Al-Haj Husain *et al.*, 2021).

In einer Übersicht zu Intraoralscannern aus dem Jahre 2015 wird eine Reihe von Vorteilen der Intraoralscanner aufgeführt, wobei kritisch anzumerken ist, dass sich einige davon genauso bei der Digitalisierung konventioneller Abformungen mittels Laborscanner ergeben. Einzigartige Vorteile beziehen sich vorwiegend auf die zeitnahe Kontrolle der digitalen Abformung am Patienten ggf. mit Unterstützung von Analysesoftware und die selektive Wiederholbarkeit (Zimmermann *et al.*, 2015; Güth *et al.*, 2013b). Als volldigitales Konzept, das mit dem Einsatz des selektiven Scannens das postoperative Problem der Blutartefakte umgeht und damit dem Patienten separate Sitzungen für die Insertion eines Gingivaformers und die Abformung erspart, sei das Münchener Implantatkonzept erwähnt (Beuer *et al.*, 2015).

Speziell für die Kieferorthopädie wurde gezeigt, dass mit den meisten Intraoralscannern eine gleichwertige Alternative zur konventionellen Abformung besteht (Muallah *et al.*, 2017). Mit dem kieferorthopädischen Intraoralscanner Lythos (Ormco, Brea, CA, USA) beispielsweise wurden bei Ganzkieferscans *in vitro* anhand eines 10 nm [sic!] genauen Referenzmodells Werte von 56,6±4,7 µm Richtigkeit und 25,2±4,2 µm Präzision ermittelt. Selbst *in vivo* gelingt eine Präzision von 91,4±47,1 µm über den gesamten Kiefer hinweg (Koller *et al.*, 2015). Bei der Untersuchung des Einflusses einer Multibracketapparatur konnte *in vitro* kein klinisch signifikanter Einfluss von Brackets und Bögen auf die Scanqualität festgestellt werden (Jung *et al.*, 2016). In einer anderen Studie der Forschungsgruppe wurde außerdem der Einfluss von lingualen im Vergleich zu bukkalen Brackets auf die digital gemessene intercanine und intermolare Distanz

in Ober- und Unterkiefer untersucht, woraufhin die Autoren zu dem Fazit kamen, dass bei lingualen Brackets erhöhte Vorsicht geboten sei. Zwar ist die Abweichung in Bezug auf die Richtigkeit im Vergleich zwischen lingual und bukkal nur bei wenigen betrachteten Distanzen signifikant, allerdings scheinen auch nur diese für das Fazit Berücksichtigung gefunden zu haben. Bei diesen zeigt sich zwar eine leichte Tendenz zu Ungunsten der lingualen Brackets, bei der Mehrheit der verglichenen Distanzen gibt es hingegen keinen signifikanten Unterschied. Im Kontext aller Messungen lässt sich feststellen, dass die Streuung im Allgemeinen deutlich größer ist als der Unterschied zwischen den Scans bei bukkalen und lingualen Brackets. Selbst wenn man den in dieser Studie besten Scanner betrachtet, wird deutlich, dass es vom Anspruch des Behandlers abhängt, ob bei der maxillären intermolaren Distanz ein mittlerer absoluter Fehler von 0,42 mm und eine Differenz zwischen maximaler und minimaler gemessener Distanz von 0,58 mm als „exzellent in Bezug auf Richtigkeit und Präzision“ (eigene Übersetzung nach Park *et al.*, 2016, S. 5) bezeichnet werden können, zumal die mandibuläre intermolare Distanz in die entgegengesetzte Richtung abweicht (Park *et al.*, 2016). Eine aktuelle Studie konnte in vivo im Vergleich von Ganzkiefer-Intraoralscans vor und nach Bracket-Bonding eine mittlere Abweichung von unter 0,3 mm feststellen (Kang *et al.*, 2021).

2.3 DVT – Digitale Volumentomographie

Die Digitale Volumentomographie hat breite Anwendungsmöglichkeiten. Diese reichen von hochauflösenden Aufnahmen mit kleinem field of view (FOV) für diagnostische Fragestellungen und die Therapieplanung besonders in der Endodontie (Venskutonis *et al.*, 2014; Leonardi Dutra *et al.*, 2016; Tchorz *et al.*, 2018; Bürklein *et al.*, 2021), über die Aufnahme einzelner Quadranten oder beider Kiefer zur präoperativen Beurteilung des Knochenlagers für die navigierte Implantologie sowie zur postoperativen Positionskontrolle (Güth *et al.*, 2018; Kopp, 2013) bis hin zu Aufnahmen, die fast den ganzen Schädel abbilden und damit auch als Planungsbasis für Orbitarekonstruktionen dienen können (de Cuyper *et al.*, 2020). Dabei sind durch automatisches Zusammensetzen mehrerer konsekutiver Aufnahmen in der Röntgensoftware akkurate große Volumina möglich, was den Indikationsbereich von DVT-Geräten mit kleineren Bildsensoren erweitert (Kopp und Ottl, 2010).

2.3.1 Vergleich mit CT

Bei der Computertomographie (CT) wird die Aufnahme am liegenden Patienten vorgenommen, wobei mit jedem Umlauf eine axiale Schicht geröntgt wird, woraus der Computer ein dreidimensionales Röntgenbild erzeugt. Dabei wird die Röntgenopazität jedes Voxels errechnet und standardisiert in Hounsfieldeinheiten (HE) gespeichert. Die Grauwerte, die diesen zugeordnet werden, lassen sich über die Fensterung je nach diagnostischer Fragestellung anpassen, da die Hounsfieldskala mit 4096 Stufen einen größeren Dynamikumfang hat, als das menschliche Auge exakt differenzieren kann. Damit eignet sich die CT auch für die Befundung von Weichgeweben, jedoch entsteht im Vergleich zur DVT eine höhere Strahlenbelastung für den Patienten (Swennen und Schutyser, 2006; Kaeppler, 2010).

Bei der Digitalen Volumentomographie erfolgen die Aufnahmen meist am sitzenden oder stehenden Patienten und der Strahlenkegel durchdringt zu jedem Zeitpunkt die gesamte untersuchte Region, weshalb die Datenakquise zumeist nach einem Umlauf abgeschlossen ist. Dadurch ist die Zeit für einen Scan gegenüber einer CT von mehreren Minuten auf wenige Sekunden reduziert. Die DVT kann zwar das äußere Hautprofil wiedergeben, eignet sich aber nicht zur diagnostisch sicheren Differenzierung innerhalb der Weichgewebe.

2.3.2 Vergleich mit MRT

Die Magnetresonanztomographie (MRT) arbeitet nicht mit Röntgenstrahlung, sondern stellt die Relaxationszeiten von Wasserstoffkernen nach Anregung durch magnetische Felder dar. Daher unterscheiden sich die Gewebe in der Darstellung je nach Protonendichte und dem Einfluss, den das Gewebegefüge auf die Relaxationszeit nimmt. Die MRT gilt gemeinhin als Goldstandard für die Darstellung des Kiefergelenks, was mittlerweile sogar in Echtzeit als Video in Funktion möglich ist, allerdings dann nicht dreidimensional, sondern nur in einer Schnittebene von 5mm (Bürger *et al.*, 2016). Bisher war die dynamische Darstellung des Kiefergelenks nur in der Sonographie möglich (Landes und Sader, 2011). Auch für die meisten Fragestellungen des Weichgewebes ist die MRT die Methode der Wahl; so lassen sich entzündliche Infiltrate, selbst im Knochen, darstellen und damit Osteomyelitiden verlässlich erkennen (Lee *et al.*, 2003; Buch *et al.*, 2019). Wie mit der CT und DVT lassen sich in der MRT zystische

Verdachtsdiagnosen aus der Panoramaschichtaufnahme präzisieren und so beispielsweise eine Stafne-Pseudozyste nachweisen (Kopp *et al.*, 2010; Probst *et al.*, 2014). Außerdem gelingt in der MRT die differenzialdiagnostische Abgrenzung zwischen der odontogenen Keratozyste und anderen odontogenen Zysten, was sonst unter Umständen erst postoperativ in der Pathohistologie möglich ist, aber schon intraoperative Konsequenzen haben sollte (Probst *et al.*, 2015).

In einer Studie von 2004 wurde gezeigt, dass man anhand von kontrastverbesserten MRT-Aufnahmen dazu in der Lage ist, zwischen vitalem und nicht vitalem Pulpagewebe zu unterscheiden (Kress *et al.*, 2004). Das mag isoliert betrachtet als übermäßiger apparativer Aufwand erscheinen, jedoch kann diese Technologie bei der zukünftigen Entwicklung von MRT-Geräten für die Zahnheilkunde wertvolle Nebenbefunde ermöglichen. In Pilotstudien wurde bereits die Nutzung für die Kieferorthopädie und Implantologie erfolgreich getestet. Die für die Implantologie interessante Lage des n. alveolaris inferior ist in der DVT nur indirekt beurteilbar, da die kortikale Wandung des Mandibularkanals dargestellt wird. Deshalb kann der variable Verlauf interforaminal je nach gewählter Auflösung ggf. schwieriger beurteilt werden. Vorteilhaft ist demgegenüber die direkte Darstellung von Nerven in der MRT, was darüber hinaus erlaubt, den nervus lingualis zu sehen und selbst bei Kontinuitätsunterbrechung des Unterkiefers ermöglicht, die Integrität der Nerven zu beurteilen (Burian *et al.*, 2020a; 2020b). In der MRT stellt im Vergleich zur DVT eher die Voxelgröße einen limitierenden Faktor dar. Nach der Durchführung der navigierten Implantation von 12 Implantaten, die anhand von MRT-Datensätzen und digitalen Abformungen geplant worden sind, wurde die Genauigkeit der Implantationspositionen mit $0,8 \pm 0,3$ mm an der Eintrittsstelle, $1,2 \pm 0,6$ mm apikal und Winkelabweichungen von $4,9 \pm 3,6^\circ$ jedoch als klinisch akzeptabel bewertet und das Vorgehen als mögliche, strahlungsfreie Alternative etabliert. Nur bei zwei von zwölf Patienten konnten die MRT-Daten wegen Bewegungs- bzw. Metallartefakten nicht wie vorgesehen verwendet werden (Probst *et al.*, 2020).

Insgesamt lässt sich feststellen, dass die MRT in der Zahnheilkunde als strahlungsfreie Alternative bei vielen Indikationen das Potential hat, die DVT zu ergänzen oder zu ersetzen. Dabei ist dem Vergleich der betrachteten Studien zu entnehmen, dass es hier – stärker als in der Röntgendiagnostik – auf die Einstellung bestimmter Aufnahmeparameter und -sequenzen ankommt, die der jeweiligen Fragestellung gerecht

werden. Die gewichtigsten Nachteile sind momentan neben den Anschaffungskosten die Aufnahmedauer, die eher mit einer CT vergleichbar ist, die Auflösung und die Verfügbarkeit. An verschiedenen Universitäten gibt es Bestrebungen, eine dentale MRT zu entwickeln. In einer Studie konnte die sehr gute Übereinstimmung zwischen MRT, DVT und histologischen Schnitten *ex vivo* sowie Voxelgrößen von $250 \times 250 \times 500 \mu\text{m}^3$ *in vivo* bei einer Untersuchungsdauer von unter fünf Minuten demonstriert werden. Um diese Verbesserung zu erreichen, wurde eine doppelte, intraorale Kupferspule verwendet. Eine Einschränkung stellt bei dieser Methode momentan das noch kleine FOV von wenigen Zentimetern dar (Flügge *et al.*, 2016; Ludwig *et al.*, 2016). Es bleibt abzuwarten, wann sich diese Vorteile in einem erschwinglichen Gerät für Zahnärzte vereinen lassen und ob diese Aufnahmemodalität weiterhin den Radiologen vorenthalten bleibt.

2.3.3 Vergleich mit FRS

Das Fernröntgenseitenbild (FRS) wird an stehenden oder sitzenden Patienten in habitueller Okklusion aufgenommen. Dafür wird der Kopf im Cephalostat standardisiert positioniert, um vergleichbare und möglichst überlagerungsfreie Röntgenbilder zu erhalten. Diese dienen als Basis für eine zweidimensionale Kephalmetrie zur kieferorthopädischen Behandlungsplanung. Diese Aufnahme gilt als Standarddiagnostik für skelettale und dentoalveoläre Anomalien und wird dort zusammen mit der Panoramaschichtaufnahme (PSA) gutachterlicherseits gefordert (Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, 2018). Im Lichte der evidenzbasierten Literatur wird jedoch eine differenziertere Indikationsstellung für FRS gefordert, da der „Einfluss auf die [kieferorthopädische] Behandlungsplanung [...] nachweisbar gering“ (Madsen, 2015, S. 231) sei. Die DVT hingegen sei „von hoher differentialdiagnostischer Bedeutung und beeinfluss[e] das therapeutische Vorgehen erheblich.“ (Sostmann *et al.*, 2015, S. 2) Zu diesem Schluss kommen die Vortragenden auf der Jahrestagung der DGKFO, nachdem sie über sieben Jahre die gestellten DVT-Indikationen dokumentiert und auf ihre Rechtfertigung überprüft haben. In ihrer Praxis entfielen die meisten DVT-Aufnahmen auf die Beurteilung von Zahndurchbruchsstörungen (45,9 %).

In einer Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie werden folgende Indikationen für eine 3D-Bildgebung, z. B. DVT-Aufnahme, genannt:

1. *Diagnostik von Anomalien des Zahnbestandes [...]*
2. *Diagnostik von Anomalien und Dysplasien der Zahnwurzeln einschließlich von konventionell röntgenologisch nicht erkennbaren Wurzelresorptionen*
3. *Differentialdiagnostische Bewertung von Zahndurchbruchstörungen*
4. *Ermittlung der Topographie retinierter und verlagertes Zahnkeime*
5. *Beurteilung pathologischer Knochenstrukturen (z.B. Zysten, Odontome, [...])*
6. *3D-Differentialdiagnostik von komplexen angeborenen oder erworbenen kraniofazialen Fehlbildungen sowie von Gesichts- und Kieferasymmetrien*
7. *3D-Differentialdiagnostik der Spalpmorphologie bei uni- und bilateralen LKG-Spalten einschließlich der Planung und Kontrolle der Kieferspaltosteoplastik*
8. *Darstellung des peridental Knochenangebots zur prognostischen Bewertung geplanter Zahnbewegungen [...]* (Hirschfelder, 2008, S. 3)

Für den Anwendungsbereich der Kephalemetrie wurde in verschiedenen Studien demonstriert, dass errechnete, laterale 2D-Projektionen einer DVT dem FRS in Hinblick auf die Lokalisation der Referenzpunkte sowie Strecken- und Winkelmessung ebenbürtig oder überlegen sind (Birk *et al.*, 2015; Hariharan *et al.*, 2016; Barreto *et al.*, 2020). Vorteile der Verwendung von DVT-Daten sind, dass auf den 3D-Datensatz zurückgegriffen werden kann, wenn bilaterale Strukturen im Summationsbild überlagert sind (Ludlow *et al.*, 2009) und dass in der errechneten 2D-Projektion die perspektivische Verzerrung entfällt, da virtuell ein tatsächlich paralleler Strahlengang simuliert werden kann, was jedoch ggf. die Umrechnung bekannter Referenzwerte erfordert (Park *et al.*, 2012). Um eine höhere Übereinstimmung virtuell erzeugter und konventioneller FRS zu erreichen, hat eine Forschungsgruppe bei DVT-Aufnahmen analog zur Fixation im Cephalostat mit „Referenzzohrstöpseln“ gearbeitet (Hwang *et al.*, 2013). Für die alleinige Anwendung zur 2D-Kephalemetrie ist das FRS der DVT aus Gründen der Strahlungsreduktion allerdings vorzuziehen. Perspektivisch bleibt zu erwähnen, dass auch mit zweidimensionalen Projektionen aus MRT-Aufnahmen vergleichbare kephalemometrische Analysen erstellt werden können (Bäumer *et al.*, 2015).

2.3.4 Vergleich mit PSA

Während der Aufnahme einer PSA werden Röntgenröhre und Sensor so auf entsprechenden Bahnen zueinander bewegt, dass die anatomischen Strukturen außerhalb

der gewünschten Schicht durch die Bewegungsunschärfe verschwimmen und sich dadurch weniger deutlich mit den dentalen Strukturen überlagern. Um Ober- und Unterkieferzähne in der abgebildeten Schicht zu positionieren, wird der Patient für die Aufnahme nach Möglichkeit in Kopfbisslage gebracht.

Die PSA gilt in der Zahnmedizin als Übersichtsröntgenbild für viele Fragestellungen und oft finden sich Zufallsbefunde, die weitere Abklärung, ggf. mit geeigneter bildgebender Diagnostik, erfordern. Auch in der DVT sind Zufallsbefunde keine Seltenheit. So fanden sich in einer Studie in 329 DVT-Aufnahmen von kieferorthopädischen Patienten 370 Nebenbefunde verteilt auf zwei Drittel der Patienten. Die meisten dieser Befunde waren nicht behandlungsbedürftig, aber bei 168 wurde die weitere Beobachtung angeraten. Grundsätzlich gilt es, jede erstellte Aufnahme vollständig zu befunden. Durch das meist große FOV in der Kieferorthopädie muss auch benachbarten Regionen in der Befundung Aufmerksamkeit entgegengebracht werden und ggf. eine Überweisung in die MKG oder HNO erfolgen (Drage *et al.*, 2013).

Für die Beurteilung der Wurzelangulation in der PSA muss technologie- und einstellungsbedingt mit gewissen Abweichungen gegenüber der tatsächlichen mesio-distalen Neigung, wie sie in der DVT zu sehen ist, gerechnet werden. Durch den sieben Grad kaudalexzentrischen Strahlengang (Moore, 2002) und die in der Dynamik nicht immer orthoradiale Aufnahmetechnik kommt es bei Veränderung der vestibulo-orale Inklination eines Zahnes in der PSA scheinbar auch zu einer Veränderung der mesio-distalen Angulation von eben diesem (Bouwens *et al.*, 2011). Aktuelle Entwicklungen ermöglichen einstellungsabhängig eine Dosisreduktion der DVT gegenüber der PSA. So liegt beispielsweise die effektive Dosis eines modernen Kombinationsgerätes (CS9600, Carestream, Stuttgart, Deutschland) im Low-Dose-Modus bei einer DVT mit einem FOV von 12x10 cm und einer Beschleunigungsspannung von 100 kV 29 % unter der effektiven Dosis einer PSA mit demselben Gerät (Ludlow und Johnson, 2018). Mit einem zylindrischen Volumen von 12 cm im Durchmesser und 10 cm Höhe lassen sich alle Zähne beider Kiefer mit Wurzeln und Umgebendem komplett darstellen.

Die Frage, ob die bei Low-Dose-Einstellung gegenüber der normalen DVT-Aufnahme reduzierte Auflösung und das höhere Bildrauschen (Wang *et al.*, 2020) Einbußen in der Aussagekraft bei kieferorthopädischen Fragestellungen bedeuten, wurde separat untersucht, „da zwischen technischer Bildqualität und diagnostischer Qualität [...] kein

direkter Zusammenhang ableitbar ist.“ (Schulze *et al.*, 2015, S. 5) Dabei konnte in einer Übersichtsarbeit zusammengetragen werden, dass für viele kieferorthopädische Anwendungen, insbesondere die Beurteilung der dreidimensionalen Wurzelangulation, die Lokalisation impaktierter maxillärer Canini und das Auffinden kephalometrischer Referenzpunkte verschiedene starke Dosisreduktionen ohne Einbußen vertretbar sind (Yeung *et al.*, 2019).

Dennoch ist zu bedenken, dass besonders maxilläre Canini, welche, abgesehen von den dritten Molaren, am häufigsten von Verlagerung und Retention betroffen sind (Gabka und Kaspar, 1975), sich oft auch mittels zweier konventioneller Aufnahmen in zwei verschiedenen Ebenen lokalisieren lassen. Wenn es lediglich darum geht, festzulegen, ob der chirurgische Zugang von palatinal oder vestibulär erfolgt bzw. ob der Zahn überhaupt angelegt ist, können die konventionellen, intraoralen Röntgenaufnahmen diese Entscheidung bei deutlich geringerer Strahlenbelastung ermöglichen, was besonders bei Kindern Beachtung finden sollte. Wurzelresorptionen sind wiederum in 2D-Aufnahmen schlechter beurteilbar (Kadesjö *et al.*, 2018). Die höhere Aussagekraft der DVT und CT in Bezug auf Wurzelresorptionen und Ankylosen (Holberg *et al.*, 2005) kann in einigen Fällen jedoch entscheidende Auswirkung auf die Auswahl des zu extrahierenden Zahnes haben (Christell *et al.*, 2018).

2.3.5 DVT in zentrischer Kieferrelation

Die Relevanz der zentrischen Kondylenposition für die akkurate kieferorthopädische Planung und Therapie wurde bereits von mehreren Autoren thematisiert (Wood, 1977; Williamson *et al.*, 1978; Schildkraut *et al.*, 1994; Kandasamy *et al.*, 2018). Der erhebliche Einfluss, den der Unterschied zwischen zentrischer und habitueller Kieferrelation auf die Diagnose haben kann, wird am Beispiel des Doppelbisses (in der medizinischen Umgangssprache „sunday bite“) deutlich, der durch eine habituelle Kompensation eines Distalbisses charakterisiert ist. Dadurch kann besonders bei Angle Klasse II/1 ein stark vergrößerter Overjet maskiert werden (Harvold und Poyton, II., 1962; Tallgren *et al.*, 1979).

Anders als die bisher dargestellten Röntgenaufnahmen, die in habitueller Okklusion oder in Kopfbisslage erfolgen, ist deshalb für den vorgeschlagenen Workflow eine DVT-Aufnahme in zentrischer Kieferrelation vorgesehen. Dazu wird das aus möglichst

röntgendurchlässigem Material für den Intraoralscan zuvor gefertigte Zentrikregistrat verwendet. Mit einer derartigen Aufnahme kann die Kiefer-Relation, also das tatsächliche dreidimensionale Verhältnis der knöchernen Basis des Ober- und Unterkiefers in physiologischer Kondylenposition, beurteilt und in diesen Grenzen später die erforderliche Zahnbewegung geplant werden.

Eine analoge Alternative zur Beurteilung der knöchernen Basis ist die WALA ridge. Bei dieser Methode wird von dem jeweils prominentesten Punkt der keratinisierten Gingiva, nahe der muko-gingivalen Grenze, auf die Ausdehnung des Knochens geschlossen (Andrews, 2015). Die Variabilität des gingivalen Biotyps und der damit korrelierten Weichgewebsschichtstärke (Fischer *et al.*, 2018) bleibt ein Unsicherheitsfaktor in der Anwendung der WALA ridge.

2.4 Facescan

Der Facescan ist eine Methode, mit der die oberflächliche Morphologie des Gesichtes dreidimensional digitalisiert werden kann. Dafür sind separate Geräte oder Kombinationen mit DVT und PSA marktverfügbar. Für eine ausführliche Darstellung, auch der technischen Einzelheiten und Methoden, sei an dieser Stelle auf die zahnmedizinische Dissertation von Prof. Dr. Dr. Holberg verwiesen (Holberg, 2002). Anwendung finden Facescans momentan vor allem in der Prothetik bei Fällen mit hohen ästhetischen Ansprüchen, sowie komplexen Restaurationen (Edelhoff *et al.*, 2019). Darüber hinaus sind sie nützliche Werkzeuge in der Patientenkommunikation, sowie in der Kommunikation mit zahntechnischen Laboren (Schweiger, 2018).

Andere Studien haben die Anwendung in der Kieferorthopädie untersucht und eine gute Reproduzierbarkeit verschiedener dreidimensionaler Referenzpunkte gefunden (Berneburg *et al.*, 2010; Fink *et al.*, 2014). In einer Studie erarbeiteten die Autoren eine Modifikation der Kieferprofilfeldanalyse nach A. M. Schwarz für die Verwendung am dreidimensionalen Modell. Es zeigte sich bei der Auswertung durch vier Untersucher eine hohe Übereinstimmung im Vergleich zwischen den zweidimensionalen lateralen Fotografien und den Facescans. Die Interobserver-Reliabilität war bei der Beurteilung der Facescans jedoch deutlich höher als bei der Beurteilung der Profildaten. Weitere Vorteile der 3D-Technik sind, dass die gewünschten Ausrichtungen (Profil, halbseitig, en-face) auch im Nachhinein anhand einer Aufnahme vorgenommen oder korrigiert

werden können und sich durch die damit reduzierte Aufnahmezeit, v. a. bei geringer Kooperationsbereitschaft der oft jungen Patienten, Vorteile ergeben. Mit dem in der Studie verwendeten Scanner (FaceScan3D, 3D-Shape, Erlangen, Deutschland) beträgt die Scanzeit 0,4 s und es sind wegen der integrierten Kalibrierung (Messgenauigkeit 0,2 mm laut Hersteller) auch exakte Längen- und Winkelmessungen möglich (Fink *et al.*, 2017).

2.5 Bestimmung der Scharnierachse

Es gibt grundsätzlich drei bekannte Wege, die Drehachse des Unterkiefers zu bestimmen und/oder in den Artikulator zu übertragen. Die einfachste Möglichkeit ist die mittelwertige Modellmontage gemäß Bonwilldreieck und Balkwillwinkel unter Zuhilfenahme eines inzisalen Zeigers. Dabei wird ein Interkondylarabstand von 10,5 cm angenommen und ausgehend von den Kondylen ein gleichseitiges Dreieck zum Inzispunkt des Unterkiefers gebildet. Die Okklusionsebene bildet zum Bonwilldreieck einen Winkel von 20° bis 25°.

Die arbiträre Gesichtsbogenübertragung kann demgegenüber mit einer höheren Präzision und Richtigkeit aufwarten (Schallhorn, 1957; Horn und Opitz, 1985; Ahlers *et al.*, 2019). Dabei werden mit einem extraoralen Registrierbehelf die Positionen der Glabella und der Gehörgänge abgegriffen. Je nach System wird daraus direkt die Campersche bzw. Frankfurter Ebene abgeschätzt oder es lassen sich mit Zeigern und Stellschrauben die Spina nasalis anterior oder der Infraorbitalrand individuell einstellen. Die Position der Scharnierachse wird in einem mittelwertigen Abstand zu den registrierten anatomischen Punkten wiedergegeben (Simpson *et al.*, 1984; Winstanley, 1985).

Außerdem kann in radiologischen Datensätzen z. B. CT, DVT, FRS oder MRT die Achse anatomisch abgeschätzt werden. Eine Studie hat anhand von MRT-Serien der Mundöffnung von fünf Probanden festgestellt, dass die Rotationsachse im Zentrum des Kondylus liege (Yustin *et al.*, 1993), während ein so striktes anatomisches Korrelat von anderen Autoren negiert wurde (Brewka, 1981). Denkbar für die arbiträre Bestimmung ist zudem das Identifizieren der Referenzpunkte im Facescan. Es muss nur dafür gesorgt werden, dass das digitale Kiefermodell korrekt zum Facescan referenziert ist. Ein ähnliches Vorgehen ohne Gesichtsbogen ist mit dem PlaneSystem (Zirkonzahn, Gais, Italien) möglich (Plaster, 2014).

Die individuelle Scharnierachse kann kinematisch bestimmt werden. Die mechanische Axiographie wird dafür im Allgemeinen als Goldstandard angesehen, wobei eine neuere Untersuchung Zweifel an der Verlässlichkeit äußert (Mehl, 2020). Neben der mechanischen Methode gibt es verschiedene elektronische Messsysteme (z. B. JMA, Zebris, Isny, Deutschland) die neben der individuellen Scharnierachse oft auch die patientenindividuellen Bewegungen der Mandibula aufzeichnen können. Gemeinsam ist allen diesen kinematischen Ansätzen, dass in der ersten, rotatorischen Phase der Mundöffnung Punkte, die sich durch die Bewegung nicht verschieben, ermittelt werden, woraus die funktionelle Drehachse berechnet wird.

Von Bedeutung ist die Genauigkeit dieser Achse in Hinblick auf die statische Okklusion vor allem dann, wenn im Artikulator die Bisshöhe verändert werden soll. Eine verbesserte Wiedergabe der dynamischen Okklusion ist ohne individuelle Werte für Gelenkbahnneigung und Bennettwinkel jedoch nicht gegeben (Morneburg *et al.*, 2010).

2.6 Matching von DVT-, Intraoralscan- und Facescandatensätzen

Um alle erhobenen dreidimensionalen Daten optimal nutzen zu können, müssen diese lagerichtig und dimensionsstabil in ein gemeinsames Koordinatensystem gebracht werden. Dieser Vorgang ist mittlerweile mit verschiedenen Anwenderssoftwares möglich (z. B.: CS 3D Imaging, Carestream, Stuttgart, Deutschland; Ortho Analyzer, 3shape, Kopenhagen, Dänemark; Romexis, Planmeca, Helsinki, Finnland; Zirkonzahn.Scan, Zirkonzahn, Gais, Italien). Die Überlagerung erfolgt entweder komplett automatisch oder semiautomatisch, das heißt, dass vom Bediener mehrere korrespondierende Punkte in den verschiedenen Datensätzen markiert werden müssen, anhand derer eine grobe Ausrichtung erfolgt. Die exakte Überlagerung wird dann mit hinterlegten Algorithmen anhand von Oberflächen oder Punkten vorgenommen (Marradi *et al.*, 2020). In manchen Programmen muss eine Überlagerung manuell vorgenommen werden, indem nur korrespondierende Punkte markiert (Lin *et al.*, 2015) oder komplette Datensätze verschoben und gedreht werden, was mehr Zeit kostet und Fehler zulässt. Die verschiedenen Datensätze lassen sich nach erfolgreicher Positionierung ein- und ausblenden oder in der Transparenz verändern. Dazu müssen im Hintergrund verschiedene Datenformate verarbeitet und aufeinander abgestimmt werden.

2.6.1 3D-Geometrie

Für die eindeutige Beschreibung von Objekten im dreidimensionalen Raum werden je nach Dimension des Objekts unterschiedlich viele Informationen benötigt. Die geringste Komplexität weist ein Punkt (nulldimensional) auf; dieser ist schon durch drei Koordinaten definiert. Punkte begegnen uns in der ersten Phase des Intraoral- oder Gipsmodellscans. Mit jedem Einzelbild, das aufgenommen wird, entsteht im Computer ein „Punkteteppich“. Die folgenden Aufnahmen müssen mit diesem überlagert werden, um eine inhaltlich zusammenhängende Punktwolke zu ergeben. D. h. dort findet in jedem Schritt ein Ausrichten und Matching statt, damit sich das gesamte Modell am Ende in einem einzigen Koordinatensystem befindet.

Würden alle diese Punkte mit Strecken (eindimensional) zu ihren benachbarten Punkten verbunden, entstünde ein Drahtgittermodell. Dazu würde jeweils die Angabe eines Anfangs- und Endpunktes genügen, die geradlinig verbunden werden (vgl. Abbildung 1). Eindimensionale Objekte sind allerdings nicht auf Strecken und Geraden limitiert, auch in einer Ebene oder im Raum gekrümmte Linien gehören in diese Kategorie. Das vermutlich bekannteste Beispiel ist die Präparationsgrenze in einem prothetischen CAD-Programm. An einer Linie lässt sich auch gut der Unterschied zwischen exakter und approximierter Geometrie durch die gleichen Punkte illustrieren (Abbildung 2).

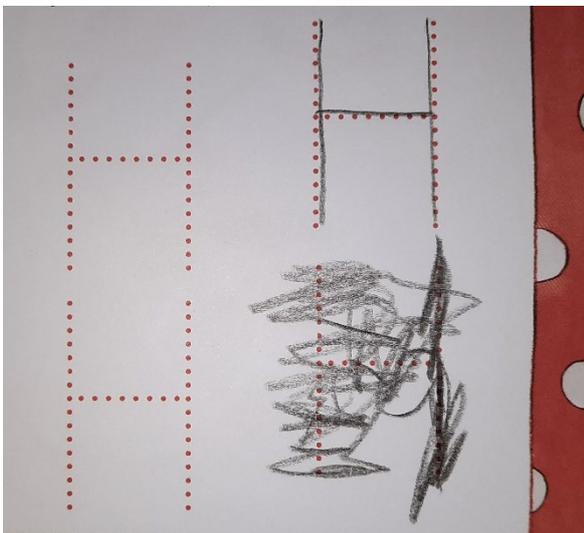


Abbildung 1: Nur alle Punkte zu verbinden, ohne die Reihenfolge und Art der Verbindung zu spezifizieren, muss nicht das gewünschte Ergebnis zur Folge haben (modifiziert nach Riemann und Heuer, 2016, S. 15).

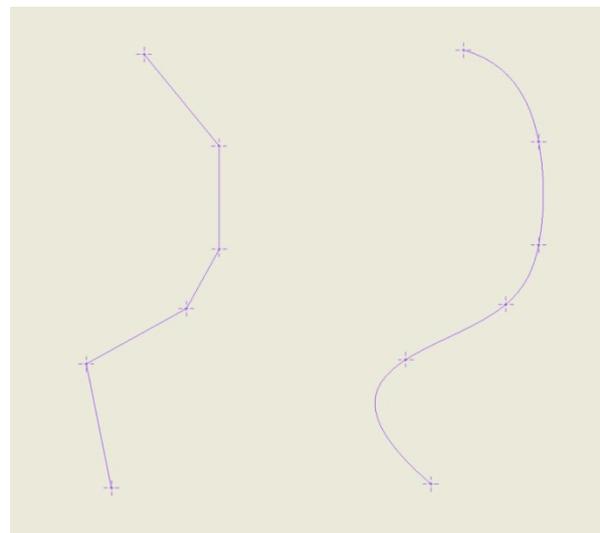


Abbildung 2: Vergleich von Polylinie (links) und interpolierter Spline (rechts) in einer Skizze (Autodesk Inventor Professional 2020)

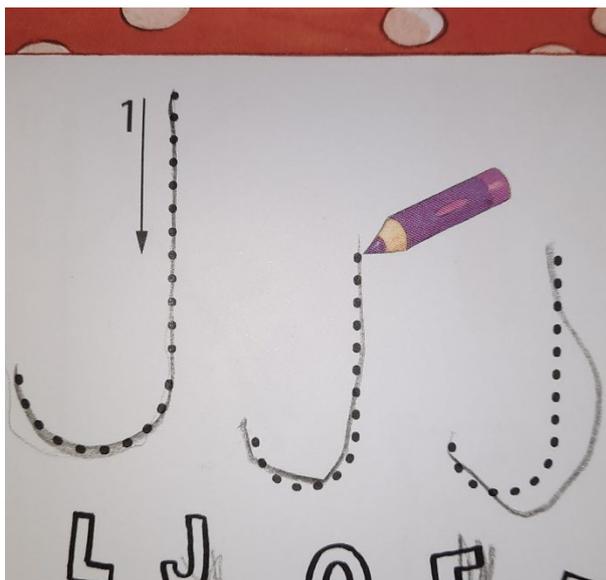


Abbildung 3: Die Güte der Approximation hängt von der Art und Genauigkeit des verwendeten Algorithmus ab (modifiziert nach Riemann und Heuer, 2016, S. 19).

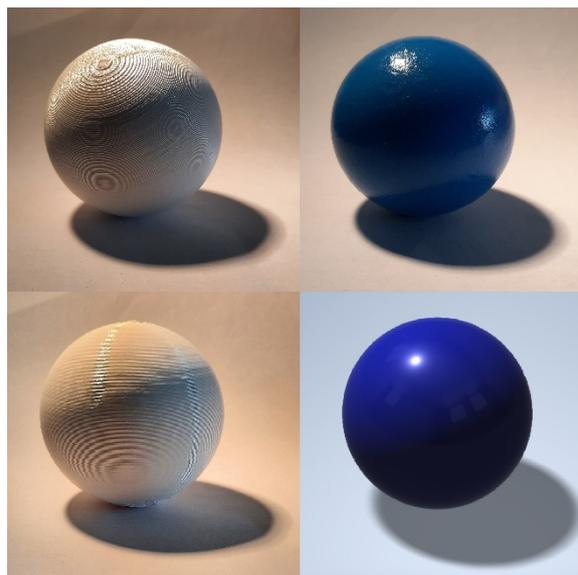


Abbildung 4: Lichtreflexion einer Kugel mit Lichtquelle von links oben
links: 3D-gedruckte Kugel, PETG, 0,3 mm Schichthöhe, Veränderung der Reflexion bei Rotation des Körpers
rechts: glatte Kugel mit gleichbleibender Reflexion bei Rotation, oben: real, unten: virtuell

Aus der Punktwolke des Intraoralscans wird im Schritt des Renderings eine Oberfläche (zweidimensional) erzeugt, die nach apikal offen ist. Das dafür gängigste Format ist *STL*. Wofür *STL* genau steht, darüber besteht Uneinigkeit. Man liest von Standard Tessellation Language, Surface Tessellation Language und Standard Triangulation Language. Auf jeden Fall wird aus der Punktwolke, in der die einzelnen Punkte auf Grund der Messungenauigkeit stochastisch um die tatsächliche Oberfläche verteilt sind, ein räumliches Mosaik aus Dreiecksflächen gemittelt. Dieser Vorgang, bei dem die tatsächliche Oberfläche mit ebenen Teilflächen approximiert wird, heißt Tessellation, Triangulierung oder allgemein Polygonalisierung (englisch: Meshing). In der *STL*-Datei werden die drei Eckpunkte jeder Tessellationsfacette sowie der zugehörige Normalenvektor gespeichert. Je nach Rechenaufwand und Anwendungsbereich kann diese Näherung unterschiedlich genau erfolgen (vgl. Abbildung 3). Dabei kann auch die Größe der Dreiecke innerhalb des Modells je nach Detailgrad der Region variiert werden. In der Zahnmedizin sollten v. a. in der Prothetik die Okklusalfächen und die Präparationsgrenze die feinste Auflösung haben. Generell gilt, dass für eine gleichmäßige maximale Abweichung der polygonalisierten von der tatsächlichen Oberfläche stärker gekrümmte Abschnitte mit kleineren Dreiecken dargestellt werden müssen. Die

exakte Darstellung von im Raum gekrümmten Flächen gelingt mit NURBS-Patches (Holberg, 2004). Eine solche reguläre Fläche ist differenzierbar, hat also keine Ecken oder Kanten und ermöglicht dadurch eine naturgetreue Lichtreflexion (vgl. Abbildung 4 rechts unten).

Echte Körper (dreidimensional) werden für den 3D-Druck benötigt. Betrachtet man nur die Oberfläche, besteht zwischen einer Fläche, die wasserdicht einen Raum umschließt und einem gleichdimensionierten Körper kein Unterschied. Beim 3D-Druck hingegen ist es allein vom Materialverbrauch her ein deutlicher Unterschied, ob nur die Hülle gedruckt wird oder der Innenraum auch komplett ausgefüllt werden soll. So muss beispielsweise bei der Vorbereitung eines digitalen Modells für den Druck dieses gesockelt werden, damit es auch apikal einen Abschluss hat. Ein solcher, umschlossener Raum kann dann als Körper definiert werden.

2.6.2 Zusätzliche Eigenschaften

Bis jetzt wurde nur betrachtet, **ob** Punkte existieren, die bestimmte Bedingungen erfüllen, diese also Teil einer Linie, Fläche oder eines Körpers sind. Darüber hinaus können Punkten oder Teilflächen, die Element eines Objektes im Raum sind, jedoch auch unterschiedliche Eigenschaften zugewiesen werden. Eine mögliche Erweiterung bei Intraoralscans ist die Farbe, d. h. jeder Dreiecksfläche wird zusätzlich ein Farbwert zugewiesen. Eine andere Möglichkeit, Farbinformationen zu speichern, ist in einer 2D-Textur, die bei der Darstellung auf die Oberfläche projiziert wird. Ein Format, das *STL* um die Farbinformationen erweitert, ist *OBJ*. Darüber hinaus können auch andere physikalische Eigenschaften wie Transparenz, Reflektivität, Brechungsindex, Dichte, Materialtyp usw. spezifiziert werden (Chakravorty, 2019).

DVT-Datensätze enthalten in der üblichen DICOM-Datei (Digital Imaging and Communications in Medicine) keine echte 3D-Geometrie. Hier sind nur die aufgenommenen Schichten als zweidimensionale Bilderserie (angelehnt an TIFF und JPEG) hinterlegt. Solche Bilderserien werden auch als 2,5D bezeichnet. Die Rekonstruktion dazu rechtwinkliger oder benutzerdefinierter Schichten und Schnitte sowie die 3D-Darstellung obliegen dem Anzeigeprogramm. Im Lichte der im letzten Abschnitt etablierten Systematik ist ein DVT-Datensatz eine Punktwolke in Form eines Zylinders. Wird diese mit weiteren Informationen überlagert, beispielsweise aus einer MRT oder werden Aufnah-

men unterschiedlicher Zeitpunkte zur Beurteilung dynamischer Prozesse dargestellt, so wird von 4D- oder 5D-Datensätzen gesprochen (Ratib und Rosset, 2006). In der Zahnmedizin wären damit Intraoralscanner denkbar, die neben der Form auch die Transluzenz und Reflexionseigenschaften von Zähnen erfassen können (Heist *et al.*, 2018). In der derzeitigen Etablierungsphase der 3D-Technik in der Zahnmedizin bedeutet die Hinzunahme weiterer Dimensionen einen nicht unerheblichen Aufwand, aber auch erhöhten Mehrwert, mit möglicherweise daraus resultierender, gesteigerter Marktakzeptanz. Bereits aus einer dreidimensionalen Menge an Voxeln lassen sich verschiedene Subgeometrien isolieren, also beispielsweise Weich- und Hartgewebe oder andere anatomische Strukturen voneinander abgrenzen.

2.7 Segmentierung

Die Segmentierung von Patient und Umgebung ist ein Schritt, der größtenteils automatisiert dem Matching von DVT und Facescan bzw. Modellscan vorausgeht. Die bildliche Trennung von Hart- und Weichgewebe ist für die 3D-Darstellung des Knochens notwendig. Diese Vorgänge werden meist über eine Threshold-Segmentation, also die Verwendung eines Grenzwertes, gelöst. Die Bereiche der Radioopazitäten für verschiedene Gewebe sind in den Betrachtungssoftwares häufig voreingestellt, lassen sich aber auch manuell anpassen. Die Abgrenzung der Gingiva gegenüber dem Knochen oder den Zähnen sowie die Darstellung von luftgefüllten Hohlräumen z. B. für die Analyse der Atemwege hinsichtlich des Volumens und der Querschnitte (CS Airway-Modul, Carestream, Stuttgart, Deutschland) ist damit meist problemlos möglich.

Auch aufgrund des gegenüber der CT reduzierten Kontrasts in der DVT kommen diese einfachen automatischen Segmentierungsverfahren bei den dünnen Knochenlamellen der Maxilla (Chang *et al.*, 2013) und im Kiefergelenksbereich (Fan *et al.*, 2019) wegen der räumlichen Nähe von spongiösem Knochen, Knorpel und Bändern an ihre Leistungsgrenze.

2.7.1 Verfahren

Die einfachste Form, der nur individuelle Pixel oder Voxel betrachtenden Threshold-Segmentation, erweiternd wurden folgende verbesserte Algorithmen entwickelt:

Region Growing geht von einer markierten Region in der Ebene oder im Volumen aus und erkennt im Umfeld Pixel oder Voxel, die bestimmten Anforderungen entsprechen. Die Kriterien können sich dabei sogar je nach Region dynamisch anpassen. Dieser an sich semi-automatische Algorithmus kann über statistisch verteilte Anfangsmarkierungen weiter automatisiert werden.

Watershed ist ein Hybridalgorithmus, der ebenfalls von initial markierten Regionen oder Punkten ausgeht. Wie der Name vermuten lässt, werden die anfänglichen Markierungen wie eine Wasserquelle behandelt und abrupte Änderungen, so genannte lokale Maxima des Gradienten, werden als Damm angenommen. Der Algorithmus füllt also scharf begrenzte Strukturen aus und ist dabei nicht auf absolute Grenzwerte angewiesen. Bildrauschen kann bei dieser Methode zu Fehlern führen.

Die zweite Art der Segmentierungsmethoden wird als **Pattern Recognition** (Mustererkennung) bezeichnet. Ist eine Struktur im einzelnen Schnittbild schwer zu erkennen oder abzugrenzen, betrachtet der Arzt benachbarte Bildschichten und verfolgt dabei die Kontur und deren Veränderung. Dieses kognitive Vorgehen wurde auf digitale Bildverarbeitung übertragen. Ähnlich wie Menschen im Rahmen ihres Studiums viele Fälle sehen und damit eine Vorstellung von anatomischen Strukturen und Variationen entwickeln, die ihnen im Röntgen oder MRT-Bild begegnen können, so muss auch die künstliche Intelligenz mit einer Menge akkurat manuell segmentierten, repräsentativen Datensätzen trainiert werden. Methoden, die in diese Kategorie fallen, zählen zu den *supervised classification algorithms*.

Bei den *unsupervised classification algorithms* werden keine Trainingsfälle benötigt. Es werden ausschließlich zu verfolgende Punkte oder Strukturen angegeben. Im Vergleich entspricht diese Methode eher einem medizinischen Laien, dem beispielsweise ein Zahn in einem Schnittbild gezeigt wird, den dieser in weiteren Schichten verfolgen soll (Ma *et al.*, 2009).

Die dritte Gruppe der Segmentierungsmethoden basiert auf **Deformable Models**. Dabei werden aus Eigenschaften des Bildes externe Kräfte generiert, die Kurven oder Meshes eines verformbaren Modells zu Strukturen im Bild hin verformen und als Gegenspieler interne Kräfte, die dafür sorgen, dass die Begrenzung glatt bleibt. Als Ausgangspunkt können mittelwertige, anatomische Formen dienen (Zhang *et al.*, 2011). Moderne Segmentierungsverfahren bedienen sich häufig einer hintereinander-

geschalteten Kombination verschiedener dieser Methoden (Carvalho *et al.*, 2018). Carvalho *et al.* stellen in ihrer systematischen Übersichtsarbeit die Segmentierungsverfahren detaillierter dar und gehen auf feinere Unterschiede innerhalb der hier vorgestellten Klassen und auf weitere Möglichkeiten der Klassifizierung ein.

Da die aktuell zunehmend populären neuronalen Netze große Mengen verlässlicher Datensätze als Trainingsmaterial (model zoo) benötigen, verlangsamt der Umstand, dass es keine öffentlich zugängliche Datenbank von anonymisierten, segmentierten CT- oder DVT-Datensätzen gibt, den Fortschritt auf diesem Gebiet. Deshalb beginnen viele Studien mit der aufwändigen, manuellen Segmentierung eigener Datensätze durch erfahrene Anwender. Zugriff auf solche Aufnahmen zu bekommen kann einen logistischen Aufwand darstellen und die unterschiedlichen Datensätze erschweren zusätzlich die Vergleichbarkeit verschiedener Studien. Mit dem open-source Projekt NiftyNet sollte ein Netzwerk geschaffen werden, das die Forschung und Anwendung von Deep Learning in der medizinischen Bildverarbeitung voranbringt (Gibson *et al.*, 2018).

2.7.2 Hart- und Weichgewebe

Für den angestrebten, kieferorthopädischen Workflow ist die Segmentierung des Knochens von den umgebenden Weichgeweben nötig, die Trennung von Ober- und Unterkiefer, das Freistellen der Zähne einschließlich deren Wurzeln aus dem Knochen sowie das Teilen des Zahnkranzes und Klassifizieren der einzelnen Zähne, um so ein kieferorthopädisches Setup zu ermöglichen. Die Segmentierungsschritte sollen für eine zeiteffiziente klinische Nutzbarkeit möglichst automatisch ablaufen.

Kainmüller <i>et al.</i> , 2009	DVT	UK: Knochen, Nerv (deformable models)
Lloréns <i>et al.</i> , 2012	CT	UK: Kompakta, Spongiosa, Nerv (ohne model zoo)
Wang <i>et al.</i> , 2013	DVT	UK und OK bis zur Stirn (deformable models)
Fan <i>et al.</i> , 2019	DVT	UK (ohne model zoo)
Zhang <i>et al.</i> , 2020	DVT	UK und OK inkl. Erkennung von Referenzpunkten (context-guided fully convolutional networks)

Tabelle 1: Fortschritte der automatischen Segmentierung knöcherner Strukturen aus 3D-Röntgendatensätzen im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich

Mit den erwähnten Verfahren zur Segmentierung von Hart- und Weichgeweben lassen sich beispielsweise bei einer isotropen Voxelkantenlänge von 0,4 mm in der DVT

mittlere Abstandsfehler von $0,65 \pm 0,19$ mm gegenüber dem Goldstandard erreichen (Wang *et al.*, 2014). Als Goldstandard wird in vielen Studien eine manuelle oder semi-automatische Segmentierung genutzt, die ca. 30 bis 40 Minuten pro Kiefer in Anspruch nimmt. Die vollautomatisierte Segmentierung des Unterkiefers konnte 2019 in 12 bis 14 Minuten durchgeführt werden (Fan *et al.*, 2019) und 2020 wurde das sogar für Ober- und Unterkiefer in einer Minute erreicht (Zhang *et al.*, 2020).

2.7.3 Zähne und Knochen

Die automatische bildliche Freistellung von Zähnen aus dem umgebenden Knochen stellt ausgehend von einem DVT-Datensatz wegen des geringen Kontrasts noch immer eine Herausforderung dar. In einem CT-Datensatz hingegen gelang es bereits 2008 automatisiert Knochen und Zähne zu trennen und sogar eine verlässliche Zahn-erkennung vorzunehmen (Momeni und Aghaeizadeh Zoroofi, 2008).

Maret <i>et al.</i> , 2012	AMIRA 5
Galibourg <i>et al.</i> , 2018	AMIRA 5 und AVIZO 8.1
Li <i>et al.</i> , 2013; Tasanapanont <i>et al.</i> , 2017; Lee <i>et al.</i> , 2015b; Sang <i>et al.</i> , 2016; Zhao <i>et al.</i> , 2017; Wang <i>et al.</i> , 2018	Mimics 10.0, 15.01, 16.0, 18.0, 18.0, 19.0
Naumovich <i>et al.</i> , 2015	Programm in C++ und OpenGL
Pei <i>et al.</i> , 2016	semisupervised random walk
Shaheen <i>et al.</i> , 2017	SimPlant Pro
Kakehbaraei <i>et al.</i> , 2018	Algorithmen in Matlab
Lee <i>et al.</i> , 2018a; 2018b	Anatomodel und Ortho Insight
Reymus <i>et al.</i> , 2019	Invesalius und Meshmixer
Lim <i>et al.</i> , 2020a	InVivo 5

Tabelle 2: Verschiedene semi-automatische Verfahren und Softwares zur Segmentierung von Knochen und Zahnwurzeln

Anders als das Bildrauschen scheint die Voxelgröße bei Auflösungen unter $200 \mu\text{m}$ Kantenlänge keinen signifikanten Einfluss auf Volumenmessungen der segmentierten Zähne zu haben. Dabei ist kritisch zu bemerken, dass die Studien an mazerierten juvenilen Mandibulae durchgeführt wurden und Zahnkeime keinen so engen Kontakt zur

lamina dura haben wie adulte Zähne, was die manuelle und später untersuchte semi-automatische Watershed-Segmentierung vereinfacht (Maret *et al.*, 2012; Maret *et al.*, 2014; Galibourg *et al.*, 2018). Allerdings konnte gezeigt werden, dass zwischen verschiedenen Röntgengeräten auch bei gleicher Auflösung aber unterschiedlicher Beschleunigungsspannung signifikante Unterschiede bestehen können, während eine höhere Auflösung bei demselben Gerät nicht zu einer verbesserten 3D-Rekonstruktion der Zähne führen muss (Sang *et al.*, 2016; Shaheen *et al.*, 2017).

Dass segmentierte DVT-Daten morphologisch (Zhao *et al.*, 2017), volumetrisch (Li *et al.*, 2013) und von der kalkulierten Wurzeloberfläche (Tasanapanont *et al.*, 2017) an die Realität heranreichen, wurde anhand von orthodontischen Extraktionsfällen, die in vivo und ex vivo digitalisiert wurden, validiert (Li *et al.*, 2013; Sang *et al.*, 2016; Tasanapanont *et al.*, 2017; Zhao *et al.*, 2017; Wang *et al.*, 2018). In anderen Fällen wurde der Vergleich zu bereits validierten Segmentierungsverfahren herangezogen (Li *et al.*, 2013; Pei *et al.*, 2016; Kakehbaraei *et al.*, 2018). Die erreichbare Genauigkeit liegt für 300 µm Kantenlänge der Voxel bei 110 µm bis 260 µm mittlerer Oberflächenabweichung gegenüber dem Goldstandard je nach Region (Pei *et al.*, 2016).

Die Verwendung der Begriffe „manuell“, „semi-automatisch“ und „automatisch“ ist sehr heterogen. In dieser Zusammenstellung wird unter „manuell“ nur die einzelbild- und pixelweise Auswahl von Regionen verstanden ohne Zuhilfenahme von Filtern oder Grenzwerten. „Semiautomatisch“ reicht von der Anwendung lokaler Thresholds (Reymus *et al.*, 2019) über die Hinzunahme von region growing und manueller Nacharbeit (Lee *et al.*, 2015b) bis hin zu einzelnen manuellen Markierungspunkten pro Zahn (Pei *et al.*, 2016; Kakehbaraei *et al.*, 2018). Um ein Verfahren als „automatisch“ zu deklarieren, müsste der Import des Datensatzes der einzige Arbeitsschritt sein.

Populäre Softwares zur semi-automatischen Verarbeitung sind Mimics (Materialise, Leuven, Belgien), Amira und Avizo (beide Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, USA), SimPlant Pro (Dentsply Implants, Mölndal, Schweden), InVesalius (Centre for Information Technology Renato Archer, Amarais, Brasilien), InVivo und Anatomodel (beide Anatomage, San Jose, CA, USA). Letztgenanntes beinhaltet ein Outsourcing der Segmentierung an die Techniker von Anatomage.

Auch wenn noch kein vollautomatisches Verfahren zum Freistellen der Zähne aus einer DVT verfügbar ist, konnten schon deutliche Verbesserungen der Berechnungs-

dauer erreicht werden. So wird für die manuelle Segmentierung eine Zeit von 8 bis 10 Minuten pro Wurzel angegeben, was bei normaler Dentition (Weisheitszähne ausgenommen) eine Bearbeitungszeit von etwa 6 Stunden ergibt. Mit semi-automatischen Vorgehensweisen seien 1 h (Naumovich *et al.*, 2015) bzw. 5 min für 20 Zähne (Wang *et al.*, 2018) zu erreichen.

2.7.4 Zähne trennen und klassifizieren

Ein weiterer Schritt ist die Segmentierung der Zähne untereinander. In den dargestellten Verfahren für DVT-Daten ist dies häufig integraler Bestandteil der Bearbeitung, wobei in früheren Studien stärkere Artefakte im Approximalbereich resultierten (Naumovich *et al.*, 2015). Die Segmentierung und Erkennung der Zahnpositionen ist für digitale Modelle des Zahnkranzes von besonderer Bedeutung. Eine Herausforderung dabei ist, dass sowohl bei konventionellen Abformungen als auch bei Intraoralscans die Approximalräume schwierig abzubilden sind. Allerdings zeigt sich bei parodontal kompromittierten Gebissen mit Rückgang der Gingiva in vitro eine signifikante Überlegenheit der Intraoralscanner gegenüber der konventionellen Abformung (Schlenz *et al.*, 2019).

Gerade für kieferorthopädische Setups ist die approximale Geometrie von erheblicher Bedeutung, weil diese über die mesio-distalen Platzverhältnisse entscheidet. Da sich schon im konventionellen Vorgehen mit dem Messschieber Intra- und besonders Interobserverdifferenzen ergeben, kann das digitale Modell durch exaktere Referenzpunkte eine Erhöhung der Reproduzierbarkeit bewirken (Dalstra und Melsen, 2009).

Variabilität	Gipsmodell	Digitales Modell
Person 1 (intra)	0,31	0,11
Person 2 (intra)	0,22	0,11
Interobserver	0,49	0,25

Tabelle 3: Messungengenauigkeit der Zahnbreite von 16 in mm (Dalstra und Melsen, 2009)

Letztlich ist eine genaue approximale Geometrie jedoch wichtiger als einheitliche Messpunkte, da sich die mesio-distale Dimension der Zahnreihe erst im Setup durch die tatsächlichen Approximalkontakte nach simulierter Zahnbewegung, insbesondere nach Derotation der Zähne, ergibt.

Die Segmentierung und teils auch die Klassifizierung der Zähne ist für digitale Modelle schon in verschiedenen erhältlichen Softwares semiautomatisch (z. B. OnxyCeph, Chemnitz, Deutschland) oder automatisch mit der Möglichkeit der manuellen Korrektur möglich (z. B. CS Model+, Carestream, Stuttgart, Deutschland). Die Segmentierung und Klassifizierung robuster und genauer zu gestalten, ist Gegenstand weiterer Forschung und Entwicklung (Xu *et al.*, 2019; Sun *et al.*, 2020).

2.8 Hybridzähne – Merging von Krone und Wurzel

Im nächsten Schritt werden den freigestellten Kronen ihre Wurzeln angefügt. Das kann auf unterschiedliche Weise erfolgen.

In Maestro 3D (AGE Solutions, Pisa, Italien) können automatisch konfektionierte Wurzeln an die Kronen angefügt werden, die auch als solche angezeigt werden. Die Ausrichtung dieser kann manuell nach Augenmaß korrigiert werden. In Ortho Analyzer (3shape, Kopenhagen, Dänemark) gibt es die Möglichkeit, den passenden DVT-Datensatz zu importieren, zu überlagern und per einfacher Threshold-Segmentation die Wurzeln anzuzeigen. Diese Information kann dann dazu genutzt werden, manuell die Zahnachse auf die Krone zu übertragen und mit einem Richtungspfeil zu markieren.

In einer Publikation wurde ein Verfahren vorgestellt, das mit Hilfe von Informationen über die Zahnkronen aus einem digitalen Modell und einer Kameramatrix, die die Verzerrung einer PSA berücksichtigt, auf ca. 2 mm genau die dreidimensionale Position der Wurzelspitze errechnen kann (Oh *et al.*, 2016). Damit wäre es also ebenfalls möglich, die Zahnachse zu bestimmen.

Die Sure Smile Software (OraMetrix, Richardson, TX, USA) war die Erste, welche die tatsächliche, patientenspezifische Wurzelgeometrie aus DVT-Aufnahmen verwendet. Mittlerweile ist auch die Insignia Software (Ormco, Brea, CA, USA) dazu in der Lage und zukünftig werden weitere Hersteller hinzukommen.

Vorteile eines patientenspezifischen Hybridzahnes sind, dass im Bereich der Krone Fehler des einen Datensatzes mit Informationen aus dem anderen Datensatz ausgeglichen werden können. So könnte die DVT-Aufnahme die approximale Geometrie im digitalen Modell präzisieren oder für Intraoralscans als Korrektiv hinsichtlich der Dimensionsstabilität über den gesamten Zahnbogen hinweg dienen, da in mehreren Studien die Dimensionstreue von DVTs auf 2 bis 3 Voxel genau bestätigt wurde

(Lagravère *et al.*, 2008; Panzarella *et al.*, 2011). Um die Intraoralscans auf diese Weise zu korrigieren, müssten die Algorithmen umgestellt werden, sodass die DVT a priori als Template vorliegen kann, auf das die Einzelbilder des Intraoralscans gematcht werden. Einen fertig gerenderten Intraoralscan zu verformen, um ihn der DVT anzupassen, würde vermutlich zu viele neue Ungenauigkeiten verursachen. Im Workflow von Sure Smile besteht auch die Möglichkeit, eine hochauflösende DVT-Aufnahme ohne zusätzliche Abformung zu verwenden. Dabei kann die mittlere Abweichung der Kronendarstellung gegenüber einer μ CT etwa im Bereich einer DVT-Voxelkantenlänge liegen (Al-Rawi *et al.*, 2010). Zwischen Messungen an einem DVT-Modell und an einer Abformung sind Unterschiede feststellbar; diese wurden jedoch für fast alle Messwerte in einer Metaanalyse als klinisch akzeptabel eingestuft (Ferreira *et al.*, 2017).

Andersherum können Röntgen-Metallartefakte im Kronenbereich durch präzisere Oberflächen aus einem optisch-digitalen Modell kompensiert werden (Nairn *et al.*, 2013; Lin *et al.*, 2013; Almutairi *et al.*, 2018). Metallische Restaurationen oder Implantate stellen vor allem in der CT (Holberg *et al.*, 2005), aber auch in DVT (Schulze *et al.*, 2011; Gamba *et al.*, 2014) und MRT (Jungmann *et al.*, 2017) ein Problem dar. Durch Ansätze zur Metallartefaktreduktion konnten für alle drei Arten der Aufnahme in den letzten Jahren allerdings deutliche Verbesserungen erreicht werden (Wellenberg *et al.*, 2018; Nagayama *et al.*, 2020; Queiroz *et al.*, 2018a; 2018b; Jungmann *et al.*, 2017).

2.9 Virtuelles Setup

Aktuelle Software ist in der Lage, eine Modellanalyse nach verschiedenen klassischen Methoden automatisch zu erstellen. Als Konsequenz der Analyse der Zahngrößenverhältnisse, wie beispielsweise nach Bolton, kann vor Beginn des eigentlichen Setups bei Bedarf approximale Schmelzreduktion (ASR) eingeplant werden oder Lücken, die anschließend indirekt prothetisch oder direkt in Adhäsivtechnik korrigiert werden.

Generell gilt es, in Setups sowohl die Okklusion als auch die Ausrichtung der Kronen zu berücksichtigen, wofür in der Kieferorthopädie die „Sechs Schlüssel zur normalen Okklusion“ (Andrews, 1972) eine bekannte Richtschnur sind. Dadurch, dass es im digitalen Workflow leichter sein kann, die Patientendaten in einen individuellen Artikulator einzubinden, können einfacher modernere und differenziertere Okklusions-

konzepte – auch in Hinblick auf die dynamische Okklusion – umgesetzt werden. Besonders in Gebissen erwachsener Patienten, die in der aktuellen Zahnstellung starke Attritionsspuren haben, kann jedoch allein durch die Zahnumstellung u. U. keine optimale Okklusion erreicht werden, was subtraktive oder additive Korrekturen am Behandlungsende erfordern kann. Auch spezielle dynamische Okklusionskonzepte, die auf bestimmten okklusalen Morphologien – wie sequenziellen Werten für die Höckergradneigung (Ecke, 2012) – aufbauen, sind rein orthodontisch nicht immer möglich und schwer erreichbar. Dennoch kann in der digitalen Planung eine stabile und mit dem Kiefergelenk harmonische Okklusion geschaffen werden, die einen Risikofaktor für CMD minimiert (Okeson, 2015).

Dass besonders in der Erwachsenenbehandlung auf eine korrekte Kieferrelation und Okklusion geachtet werden muss, wird bei einem Blick in benachbarte zahnmedizinische Fächer deutlich: Während sich bei Kindern die ca. zwei Millimeter Bisserrhöhung durch eine konfektionierte Stahlkrone nach der Hall-Technik innerhalb von wenigen Wochen von selbst korrigiert (Innes *et al.*, 2017), werden Restaurationen bei Erwachsenen mit Shimstockfolie von ca. acht Mikrometer Stärke kontrolliert, um okklusale Interferenzen auszuschließen. Während bei Kindern und Jugendlichen in der funktionskieferorthopädischen Behandlung bewusst Konstruktionsbisse verwendet werden, welche die physiologische Kondylenposition verlassen, um das Wachstum in die gewünschte Richtung zu stimulieren, wird die Adaptationsfähigkeit mit zunehmendem Alter geringer (Okeson, 2015).

Darüber hinaus bieten Hybridzähne im digitalen Workflow Möglichkeiten, die einen Planungsvorteil gegenüber dem analogen Vorgehen darstellen, denn so können die tatsächliche Zahnachse (Tong *et al.*, 2012) und Wurzelgeometrie berücksichtigt werden. Dadurch können im Setup Durchdringungen der Wurzeln aufgedeckt werden, die sich später als direkter Kontakt der Wurzeln äußern würden. Auch kann das Setup mit der erwarteten Wurzelposition (expected root position) auf Parallelität hin optimiert werden (Lee *et al.*, 2015a). Wenn außerdem die knöchernen apikale Basis in die Planung einbezogen wird, kann möglichen Nebenwirkungen einer kieferorthopädischen Behandlung wie Fenestrationsen und Dehiszenzen des Knochens (Jati *et al.*, 2016; Jäger *et al.*, 2017) sowie möglicherweise daraus folgenden Rezessionen der Gingiva (Joss-Vassalli *et al.*, 2010; Wichelhaus, 2013) schon in der Planung vorgebeugt

werden. Die Darstellung eines virtuellen Setups aus Hybridzähnen im patienteneigenen Knochenmodell wurde in einer Studie 2011 demonstriert (Guo *et al.*, 2011), wurde später Teil der Software von Sure Smile (OraMetrix, 2018) und soll zukünftig in der Software für Insignia auch verfügbar sein (Gündel, 2020).

In einer Studie wurden konventionelle Setups von drei Kieferorthopäden und einem erfahrenen Techniker anhand von Hybridzähnen digital überprüft. Dabei zeigte sich bei allen, dass die Wurzeln nicht parallel ausgerichtet waren und Teile der Wurzeloberfläche voraussichtlich nicht mehr im Knochen gefasst wären (Hou *et al.*, 2015). Daran lässt sich erkennen, dass für die sichere Beurteilung Informationen über die tatsächlichen Wurzeln notwendig sind. Dazu ist anzumerken, dass Dehiszenzen auch bei nicht kieferorthopädisch behandelten Patienten in der DVT je nach Definition bei 25 % (Defekt über 3,7 mm) oder sogar 75 % (Defekt über 2 mm) der Probanden zu beobachten sind (Hähl, 2015). Eine andere Studie kommt an mazerierten Schädeln auf eine Prävalenz von rund 70 % für Fenestrationen und 54 % für Dehiszenzen (Nimigean *et al.*, 2009). Wegen dieses häufigen Vorkommens und der meist fehlenden Beschwerden – die Diagnose wird eher als Zufallsbefund entdeckt – lässt sich diskutieren, ob es sich um eine Normvariante handelt oder welcher pathologische Stellenwert diesen Erscheinungen zukommt. Andererseits zeigte sich in der DVT eine höhere Prävalenz beider Entitäten auf der bukkalen Seite in unbehandelten Probanden mit vertikalem Wachstumsmuster (Enhoş *et al.*, 2012) und in der Mandibula bei Abweichung von der skelettalen Klasse I sowie ein vermehrtes Vorkommen von Fenestrationen insgesamt bei Probanden mit skelettaler Klasse II (Yağcı *et al.*, 2012).

Für den vorgeschlagenen Workflow ist in diesem Schritt also die Aufstellung der Zielokklusion in zentrischer Kondylenposition vorgesehen, möglichst im virtuellen, individualisierten Artikulator. Das Zentrikregistrat erfolgt mit einer gewissen Bissperrung, sofern die habituelle nicht mit der zentrischen Kieferrelation identisch ist. Da in der Planung aber meist nicht alle Zähne bis zur Höhe des Registrates auf Kontakt extrudiert werden sollen, muss der Biss inklusive der knöchernen Mandibula virtuell mit Hilfe der individuellen Scharnierachse auf die Ausgangshöhe abgesenkt werden. Die sich dadurch ergebende initiale Durchdringung der Zähne ist nur digital darstellbar und löst sich durch das Verschieben der Zähne auf.

Eine frühe analoge Alternative zur Lösung dieses Problems ist das „Centric-Ceph“, bei dem ein gewöhnliches FRS mit lateralen Schattenprojektionen montierter Modelle korreliert wurde. Die Modelle wurden im Artikulator sowohl in habitueller Okklusion als auch zentrischer Kieferrelation montiert, und die Veränderung der Vertikalen durch die angesprochene Bissperrung im Zentrikregistrat konnte durch segmentweise entfernbare Modellzähne umgangen werden. Die auf diese Weise gewonnenen Informationen wurden anschließend dazu genutzt, im vorliegenden FRS die mandibulären Referenzpunkte zur physiologischen Kondylenposition hin zu korrigieren (Wood, 1977).

Digitale Setups können aktuell manuell oder automatisch erstellt werden. Die manuelle Erstellung kann an ein Labor oder einen externen Anbieter (wie bei Insignia) delegiert werden. Automatische Setups können über die Vorgabe verschiedener Parameter modifiziert und anschließend manuell angepasst werden.

2.10 Therapieentscheidung

Die gemeinsame Betrachtung aller diagnostischen Informationen im virtuellen Modell erlaubt die individuelle Beurteilung der Machbarkeit jeder Therapieoption. Dogmatische Ansätze, die bei der Überschreitung gewisser Grenzwerte in der Modellanalyse oder Kephalemetrie direkt zu bestimmten Therapien raten, treten dadurch auch in Grenzfällen zugunsten einer patientenindividuelleren Planung in den Hintergrund. Lässt sich jedoch durch Zahnbewegungen, ASR und virtuelle Extraktionen im Rahmen des vorhandenen Knochens keine wünschenswerte Situation einstellen, kann das ggf. unter Zuhilfenahme einer 3D-Kephalemetrie und eines Facescans anschaulich dargestellt und die Notwendigkeit orthognather Chirurgie verdeutlicht werden. Für die digitale Planung verschiedener Osteotomien in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie ist entsprechende Software erhältlich (z. B. ProplanCMF, Materialise, Leuven, Belgien; Sure Smile Ortho, Dentsply Sirona, York, PA, USA) und selbst eine Prognose des neuen Weichteilprofils ist in gewissen Grenzen möglich (Rupperti *et al.*, 2019; 2021).

Lehnt der Patient nach individueller Nutzen-Risiko-Abwägung im Rahmen des shared decision-making (Barber, 2019) dennoch eine Operation ab, können die Grenzen einer dentalen Kompensationsbehandlung im Vorfeld visualisiert werden. Ähnlich wie in der zahnärztlichen Prothetik in manchen Fällen eine verkürzte Zahnreihe im Sinne einer Prämolarenokklusion als eingeschränktes Therapieziel akzeptiert wird (Yazgan *et al.*,

2013; Walter, 2016), kann in so einem Fall bewusst ein gewisses Maß an Fenestrationen oder Dehiszenzen in Kauf genommen werden oder kieferorthopädisch vielleicht eine stabile Verzahnung erreicht werden, ohne dass die Molaren- und/oder Frontzahnrelation in den Regelbereich korrigiert werden. Denkbar ist auch, dass eine leicht protrudierte, aber nicht seitenverschobene Stellung der Mandibula als Kieferrelation akzeptiert wird. Es wird dann ein Doppelbiss der chirurgischen Korrektur vorgezogen (Ponces *et al.*, 2014).

2.11 Aligner

In der Erwachsenenbehandlung sind in den letzten Jahren Aligner zunehmend populär geworden, da sie im Mund kaum wahrnehmbar sind. Mit den durchsichtigen Schienen nähern sich die Zähne Schritt für Schritt dem angestrebten Ziel an. Typischerweise wird eine solche Sequenz von Schienen im Tiefziehverfahren über 3D-gedruckte Zwischenmodelle hergestellt. Mit neuen Harzen, die als Medizinprodukt Klasse IIa zugelassen sind (z. B. Ortho Clear bzw. Ortho Rigid, NextDent, Soesterberg, Niederlande), ist auch der direkte Druck von Alignern und Aufbissschienen ohne physisches Modell möglich (Lo Giudice *et al.*, 2021).

Durch die Verwendung von diversen Attachments an Zähnen (Elkholy *et al.*, 2019) und den Schienen selbst, sowie die Kombination mit Schrauben (Dr. Hinz Aligner, Dr. Hinz Dental, Herne, Deutschland), intermaxillären Gummizügen (Lombardo *et al.*, 2018), ASR (Hellak *et al.*, 2018), chirurgisch unterstützter Zahnbewegung (Cassetta *et al.*, 2020) und Miniimplantaten zur skelettalen Verankerung (Schwarze *et al.*, 2019) hat sich das Indikationsspektrum deutlich erweitert. Es sind sogar Fallbeispiele von Umstellungsosteotomien zu finden, die dental ohne Brackets nur mit Alignern behandelt worden sind (Polzar *et al.*, 2009). Damit besteht je nach Patienten- und Behandlerpräferenzen in vielen Fällen eine Alternative zur festsitzenden Therapie mit Brackets und Bändern. Einschränkend wurde in einer systematischen Übersichtsarbeit herausgestellt, dass Aligner vorwiegend kippende Zahnbewegungen erreichen und die Mitarbeit des Patienten erfordern (Papadimitriou *et al.*, 2018). Eine neuere Entwicklung sind die Clear X Aligner (K Line, Düsseldorf, Deutschland) die laut Herstellerangaben per 4D-Druck aus Formgedächtnispolymeren hergestellt werden, was eine mehrfache

Nachaktivierung, damit weniger Aligner und eine schnellere Behandlung ermöglichen soll (Kandil, 2020).

Im vorgeschlagenen digitalen Workflow sind für den Fall der Alignertherapie Schienen vorgesehen, die als zentrischer Aufbissbehelf zusammenwirken. Damit soll auch während der Behandlung eine physiologische Belastung der Kiefergelenke gewährleistet und gleichzeitig die angestrebte horizontale Kieferrelation erprobt werden. Die funktionelle Gestaltung der Okklusalfächen sollte dabei nach patientenindividuell aufgezeichneter Unterkieferbewegung weitgehend automatisiert im virtuellen Artikulator erfolgen (Kurbad, 2018).

2.12 Multibracketapparatur

Weniger auf die Mitarbeit der Patienten angewiesen ist der Einsatz festsitzender Apparaturen. Mit den definierten Slotgeometrien von Brackets oder Bändern können gezielt Kräfte und Drehmomente auf die Zähne übertragen werden. Die Kräfte ergeben sich durch die Interaktion der elastisch verformten Bögen mit den Slots, sowie ggf. zusätzlichen Federn oder Gummis.

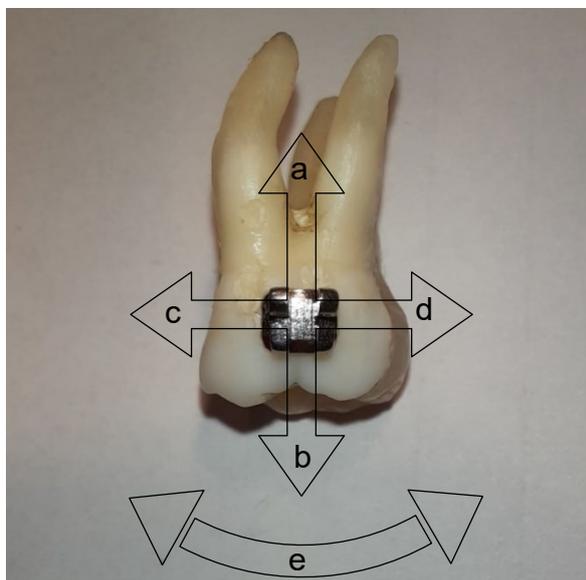


Abbildung 5: Übersicht der Zahnbewegungen in Translation (a Intrusion, b Extrusion, c Mesialisierung, d Distalisierung) und Rotation (e Tip) Ansicht von vestibulär

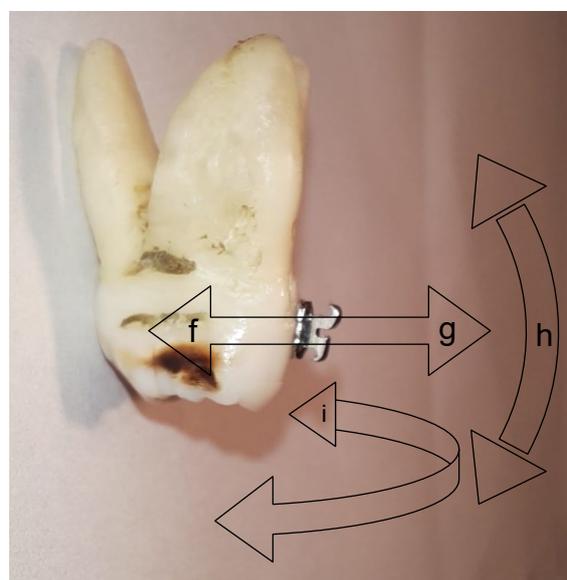


Abbildung 6: Übersicht der Zahnbewegungen in Translation (f In, g Out) und Rotation (h Torque, i Derotation) Ansicht von mesial

2.12.1 Brackets

Heutzutage ist das Edgewise-Bracket (Abbildung 5 und Abbildung 6) mit dessen Modifikationen am weitesten verbreitet. Unterschieden werden die einzelnen Typen nach der Art der Ligatur oder nach dem verwendeten Material. Die einfachsten Brackets sind aus Stahl und halten den Bogen mit einer Draht- oder Gummiligatur. Als ästhetisch weniger auffällige Varianten gibt es selbstligierende Brackets, die den Slot mit einer kleinen Klappe verschließen können, kleinere Minibrackets oder fast zahnfarbene bzw. durchsichtige Kunststoff- oder Keramikbrackets.

Ein weiteres Unterscheidungskriterium ist die Prescription. Das heißt, in der Slotgeometrie von programmierten Brackets sind zahnspezifische Tip-, Torque- und In-/Out-Werte hinterlegt, die sich zwischen verschiedenen Herstellern und Systemen unterscheiden. Bei einfachen, unprogrammierten Brackets gibt es diese Unterschiede zwischen den Zähnen nicht. In Bezug auf die Größe der Slots haben sich die beiden Höhen 0,018 inch ($\approx 0,46$ mm) und 0,022 inch ($\approx 0,56$ mm) weitestgehend durchgesetzt.

2.12.2 Bögen

Aktuell ist die Straight-Wire-Technik weit verbreitet. Dabei sind Brackets und Bögen so aufeinander abgestimmt, dass die Behandlung mit einer in Stärke und/oder Durchmesser zunehmenden Sequenz von konfektionierten Bögen erfolgen kann (Burstone, 1981), die einen idealen Zahnbogen darstellen. Durch die Abweichung zwischen der initialen Malokklusion und dem Idealbogen entstehen beim Einligieren des Bogens Kräfte und Drehmomente.

Typischerweise wird mit runden, pseudoelastischen Nickel-Titan Bögen begonnen und mit Edelstahlbögen, die einen rechteckigen oder quadratischen Querschnitt aufweisen, abgeschlossen. Darüber hinaus oder stattdessen können verseilte (multistranded) Bögen oder auch andere Legierungen wie beispielsweise Cobalt-Chrom (Elgiloy), Titan-Molybdän (TMA), Titan-Niobium (Gummetal) oder Kupfer-Nickel-Titan Anwendung finden. Diese können niedrigere und über längere Zeit annähernd konstante Kräfte bewirken oder lassen sich einfacher modifizieren als Stahlbögen (Kusy, 1997; Chang und Tseng, 2018). Als ästhetisch weniger auffällige Variante gibt es rhodinierte oder weiß ummantelte Metallbögen. Metallfreie Bögen aus teils durchsichtigen Kompositmaterialien wie faserverstärkten Kunststoffen haben gewisse Indikationsbereiche,

erfordern für die korrekte Anwendung aber Kenntnisse und Berücksichtigung der jeweiligen Materialeigenschaften (Preet Singh, 2016).

Da konfektionierte Brackets nicht genau auf den Patienten abgestimmt sind, kann es in der letzten Behandlungsphase notwendig sein, den Idealbogen mit Finishingbiegungen zu individualisieren, um die Feineinstellung der Zahnstellung und/oder Okklusion vorzunehmen. Biegungen erster Ordnung (horizontal) können Einfluss auf die oro-vestibuläre Position der Zähne (in/out) sowie die Rotation nehmen. Die Rotation kann alternativ durch Neupositionierung des Brackets am Zahn korrigiert werden. So können auch Intrusion, Extrusion und Tip verändert werden, was sonst mit Biegungen zweiter Ordnung (vertikal) erfolgt. Der Torque kann durch ein Verwinden eckiger Drähte beeinflusst werden, was als Biegung dritter Ordnung bezeichnet wird. Die kontrollierte Mesialisierung oder Distalisierung von Zähnen ist nur mit zusätzlichen Loops, Federn, Gummis oder Schrauben möglich.

2.13 FEM – Finite-Elemente-Methode

„Die Finite-Elemente-Methode ist eine mathematisch-numerische Methode, bei der eine zu berechnende Struktur in eine endliche (finite) Anzahl von Elementen zerlegt wird.“ (Bourauel *et al.*, 2000, S. 269) Dazu muss ein wie bereits beschrieben segmentierter Datensatz von einem oberflächlichen STL-Mesh in ein volumetrisches Mesh (meist aus Tetraeder- (Bourauel *et al.*, 2007) oder Würfelementen (Hasegawa *et al.*, 2016)) mit zusätzlichen Materialparametern und Kontaktbedingungen umgewandelt werden. Mit simulierter Krafteinwirkung können in solchen Modellen Verformungen und innere Spannungen untersucht und visualisiert werden.

Gegenüber dem ursprünglichen Anwendungsbereich der Ingenieursmechanik bringt die Anwendung der FEM in der Medizin einige Schwierigkeiten mit sich: Variable, unregelmäßige Geometrien und anisotrope, nicht-linear elastische Materialien (Pahr und Zysset, 2016), die zwar aufwändig simuliert werden können, deren Charakteristika sich jedoch aus technischen und ethischen Gründen nur sehr schwierig bis gar nicht in vivo am Menschen erheben lassen. Deshalb wird in vielen Studien auf betagte Literaturwerte (Kusy *et al.*, 1991), Tierstudien (Papadopoulou *et al.*, 2014) oder Untersuchungen an Leichen (Poppe *et al.*, 2002) zurückgegriffen.

Autoren	Modell	Zahnanzahl	Knochenumbau	Knochen	Materialeigenschaften: Elastizitätsmodul und Poissonzahl (E in GPa; ν)										Validierung									
					starr	Kortikalis Spongiosa	HE spezifisch	Parodontalligament				Dicke in mm	Zahn	Multibracketapparat		Reibung im Slot (μ)	Kraft in N							
								ohne	E in MPa	linear	bi-linear						non-linear	einzelne Fasern	gleichmäßig	variabel	starr	Schmelz Dentin	Befestigungsmaterial	Bracket
Cattaneo et al. 2005	generisch	modifiziert	iterativ nach initialer Auslenkung im PDL	starr	12,2; 0,3*	x*	0,044; 0,3 / 0,17; 0,3*	x*	x	?	?	?	?	?	?	?	?	?	?	?	?	?	?	
Cattaneo et al. 2009	x	2x2				x																		
Annar et al. 2011		x			14,7; 0,3 / 1,5; 0,3		0,0689; 0,45																	
Hohmann et al. 2011		x			0,01-500; 0,3 / 5; 0,3*		0,1; 0,45																	
Geiger 2013	x	x			14; ?		0,24; 0,45																	
Papadopoulou et al. 2013		x			2; 0,3																			
Chen et al. 2014		x																						
Kojima und Fukui 2014	x		1																					
Tuna et al. 2014		x																						
Bičić et al. 2015	x				13,7; 0,3 / 1,37; 0,3		0,13; 0,45																	
Hasegawa et al. 2016	?		3		13,7; 0,3	nach Remodeling dichteabhängig	0,17; 0,4																	
Papageorgiou et al. 2016	x		3		2; 0,3																			
Hamanaka et al. 2017	x		1	x																				
Hartmann et al. 2017		x			2; 0,3																			
McCormack et al. 2017	x		3	?		1,7; 0,3 / 0,526; 0,3*	x*	49; 0,45*		x*														
Wu et al. 2018a		x	6			13,7; 0,26		0,68; 0,49																
Bajandadi et al. 2019	x		2		2; 0,3																			
Park et al. 2019	x		2	x	2; 0,3		0,05; 0,49																	
Zhong et al. 2019		x	6		14,7; 0,31 / 0,49; 0,3																			

Tabelle 4: Auswahl von FEM-Studien zu kieferorthopädischer Zahnbewegung bzw. initialer Zahnbeweglichkeit - Übersicht der Methodik

Bei der kieferorthopädischen Zahnbewegung (Orthodontie) ergibt sich ein komplexes Zusammenspiel von verschiedenen Geweben, Materialien und Kräften über die Zeit. Bei dem Versuch, eine realitätsnahe Simulation zu erreichen, wurden unterschiedliche Aspekte berücksichtigt: Zähne mit Schmelz und Dentin (Tuna *et al.*, 2014), Approximalkontakte (Hamanaka *et al.*, 2017), verschiedene Elastizitätsmodi für das parodontale Ligament (PDL) (Minch, 2013), individuelle Knochengeometrie und Dichteverteilung (Kopp *et al.*, 2011), Minischrauben (Holberg *et al.*, 2013; 2014a), Brackets mit adhäsiver Befestigungsschicht (Papageorgiou *et al.*, 2016), verschiedenartige Ligaturen (Gómez-Gómez *et al.*, 2019), mehrere Bogengrößen und -materialien (Kojima und Fukui, 2014), Reibung im Slot (Park *et al.*, 2019) oder Aligner (Jiang *et al.*, 2020).

Tabelle 4 zeigt eine große Breite mathematischer Ansätze in der Simulation sowie entsprechende Vereinfachungen. Als „generisch“ wurden Modelle mit geometrischen Abstraktionen der Gewebe, z. B. kegelförmige Wurzel (Bică *et al.*, 2015) oder Zähne aus Datenbanken klassifiziert. „Patienten-individuell“ bedeutet, es wurde ein segmentierter CT- oder DVT-Datensatz weitestgehend unverändert verwendet oder zumindest anhand von 2D-Röntgenbildern und Messwerten ein 3D-Modell mit dem Ziel erstellt, die Situation eines Patienten nachzuempfinden (Hartmann *et al.*, 2017). Als „modifiziert“ wurden Studien eingestuft, in denen entweder ein patientenindividueller Datensatz für eine allgemeine Fragestellung so weit verändert wurde, dass es nicht mehr dem anfänglichen Befund entspricht oder Studien, die zwar spezifische Datensätze verwendet haben, die jedoch nicht in vivo, sondern z. B. am mazerierten Schädel (Hamanaka *et al.*, 2017) gewonnen wurden. Damit ist ein solches Vorgehen nur bedingt für „Patient specific modeling“ anwendbar (Neal und Kerckhoffs, 2010).

Zur Zahnanzahl ist kritisch anzumerken, dass nicht alle Mehrzahnmodelle auch Kräfte auf alle dieser Zähne wirken lassen (Hasegawa *et al.*, 2016; McCormack *et al.*, 2017; Zhong *et al.*, 2019). In wenigen der Mehrzahnmodelle wurde erwähnt, dass die Approximalkontakte berücksichtigt worden sind. In der Studie von McCormack *et al.* wurden diese lediglich als mesio-distaler Constraint umgesetzt, d. h. es erfolgt keine Kraftübertragung zwischen den Zähnen, weshalb in der Tabelle an dieser Stelle nur ein „?“ vermerkt wurde.

In der umfangreichen Kategorie der Materialeigenschaften sind E-Modul und Querkontraktionszahl immer durch ein Semikolon getrennt angegeben. Der Schrägstrich reiht

entweder die Eigenschaften für zwei Teile des Zahn- bzw. Knochengewebes oder gibt die verschiedenen Abschnitte bei bi-elastischen Modellen für das PDL an. Ansonsten sind die Angaben mit einem Asterisk (*) gekennzeichnet, was immer auf vergleichende Berechnungen hindeutet. So wurden in einer Studie beispielsweise Stahl-, Titan-, Keramik- und Kunststoffbrackets sowie Stahl- und β -Titan-Bögen verglichen (Papageorgiou *et al.*, 2016). Außerdem sei darauf hingewiesen, dass der E-Modul des PDL in MPa angegeben ist und für alle anderen Materialien in GPa. „HE spezifisch“ bedeutet, dass die Materialeigenschaften des Knochens von den Hounsfieldeinheiten abgeleitet wurden. Dabei wurde mindestens neben Kortikalis und Spongiosa das Knochenmark separat als Material angenommen (Cattaneo *et al.*, 2005) oder der Knochen gemäß CT gänzlich inhomogen modelliert (Kopp *et al.*, 2011).

Ein Großteil der Studien schenkt dem Parodontalspalt mit den Sharpeyschen Fasern (PDL) große Aufmerksamkeit. Viele Studien nehmen das PDL vereinfacht mit homogener Stärke um den Zahn herum an, während andere die individuelle Morphologie aus einem μ CT übernehmen (Papadopoulou *et al.*, 2013). Neben den verschiedenen linearen bis nichtlinearen Elastizitätsparametern finden sich Ansätze, die sich für das PDL-Modell stärker an histologischen Eigenschaften orientieren und einzelne Kollagen-Faserbündel in zonal verschiedener Ausrichtung simulieren (McCormack *et al.*, 2014) sowie zusätzlich eine poröse Fasermatrix, die Kompressionskräfte aufnimmt (Ortún-Terrazas *et al.*, 2018). Je nach untersuchter Fragestellung sollten auch die viskoelastischen Eigenschaften Berücksichtigung finden (Qian *et al.*, 2009; Su *et al.*, 2013). Die interstitielle Flüssigkeit stellt bei kurzzeitigen Belastungen (wie während der Mastikation) einen viskösen Widerstand dar, der bei langfristigen, oft geringen, kieferorthopädischen Kräften vernachlässigt werden kann, da sich nach fünf Stunden ein hydrostatisches Gleichgewicht einstellt (van Driel *et al.*, 2000).

Gegenüber einer gewöhnlichen Finite-Element-Analyse (FEA) der Festkörpermechanik, in der in Folge einer Kraft auftretende Spannungen untersucht und visualisiert werden, beispielsweise beim Debonding (Holberg *et al.*, 2014b), kommt für die simulierte Zahnbewegung erschwerend hinzu, dass ein Modell für den Knochenumbau benötigt wird und sich damit während der Simulation die beteiligten Geometrien ändern. Dafür muss in den verwendeten Programmen wie ANSYS (Ansys, Canonsburg, PA, USA), Marc/Mentat (MSC Software, Newport Beach, CA, USA) oder ABAQUS (Simulia,

Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich) ein iteratives Remeshing erfolgen (Chen *et al.*, 2014) oder es werden eigens dafür programmierte Simulationen genutzt (Hasegawa *et al.*, 2016). Eine andere Studie nutzt als Workaround ein viskoelastisches Modell für die Zahnbewegung. Das PDL wird elastisch beschrieben und der Knochen als hochviskoses Material genähert, was sich in etwa mit dem Verhalten eines erwärmten Wachstypodonten vergleichen lässt (van Schepdael *et al.*, 2014). Wegen dieser Unwägbarkeiten betrachten viele Studien, die sich mit orthodontischer Zahnbewegung beschäftigen, in Wirklichkeit nur die initiale Auslenkung der Zähne oder die momentane Spannungsverteilung in den beteiligten Geweben.

Das zu Beginn des Kapitels 2.13 gewählte Zitat stammt aus der ersten Studie, die Modelle für Bone Remodeling in die kieferorthopädische FEM einführte und verglich (Bourauel *et al.*, 2000). Dabei beziehen sich die Autoren einerseits auf die Erkenntnisse und Theorien von Wolff und Frost, gemäß derer sich der Knochen von seiner äußeren und inneren Architektur den einwirkenden Lasten anpasst (Wolff, 1869; Frost, 1988). Andererseits wird auf die Pressure-Tension-Theorie zurückgegriffen, nach der für die Zahnbewegung in Druckzonen Knochenresorption und in Zugzonen Knochenapposition stattfindet. Dieser vermeintliche Widerspruch konnte von Cattaneo, Dalstra und Melsen aufgelöst werden, da sich bei non-linearer Simulation der Elastizität des PDL für moderate Kräfte keine Druckzonen zeigen, sondern Bereiche mit subphysiologischen Belastungen, die sozusagen zu einer Inaktivitätsatrophie führen (Cattaneo *et al.*, 2005, 2009).

Die einfachste Umsetzung dieser Bone Remodeling Theorie berechnet die initiale Auslenkung des Zahnes im PDL und generiert, um die neue Zahnposition wieder eine PDL-Schicht mit homogener Stärke, die jeweils als Basis des nächsten Rechenschrittes dient (Abbildung 7). Andere Studien machen die Stärke und Richtung der inkrementellen

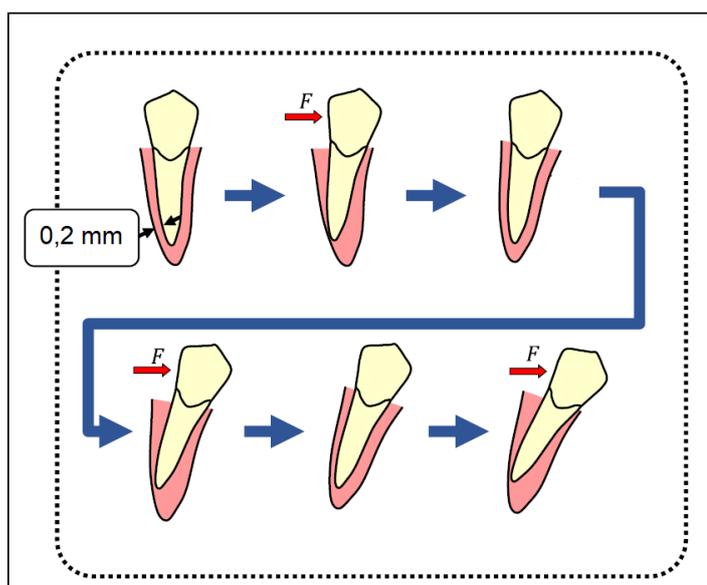


Abbildung 7: Schema eines Algorithmus zur Simulation von Langzeitzahnbewegung - Modifiziert nach Figure 2 (Hamanaka *et al.*, 2017, S. 603)

Zahnbewegung von den Spannungs- bzw. Druckverhältnissen im PDL abhängig. So können auch Unter- und Obergrenzen sowie nichtlineare Zusammenhänge implementiert werden (Chen *et al.*, 2014). Da bei diesen Verfahren nur die Knochengometrie und nicht die Knochendichte relevant ist und verändert wird, ließe sich der zeitliche Unterschied des kieferorthopädischen Lückenschlusses direkt nach Extraktion versus nach Knochenheilung nicht in der Simulation feststellen. Auch die jüngst in einer FEM-Studie festgestellte erschwerte Zahnbewegung bei höherem Mineralisationsgrad der Kortikalis (Ammoury *et al.*, 2019) lässt sich mit diesem Modell nicht erklären.

Deshalb berücksichtigt ein anderer Ansatz auch qualitative Veränderungen des Knochens. Dazu wird mit mathematischen Regeln das Osteoklastenverhalten nachempfunden, wodurch in einem definierten Abstand von Orten der PDL-Kompression die Knochendichte anteilig reduziert wird, was sich umgekehrt auch auf den E-Modul des Knochens auswirkt (Hasegawa *et al.*, 2016). Obwohl Zellaktivität mit berücksichtigt wird, ist dieses – wie die beiden vorherigen – eher als mechanoregulatorisches Modell des Knochenumbaus einzustufen. Bioregulatorische Modelle arbeiten mit deutlich mehr Zelltypen, Parametern, Botenstoffen und Interaktionsketten (Henneman *et al.*, 2008; Krishnan und Davidovitch, 2009; van Schepdael *et al.*, 2013a).

Da der Komplexität der Modelle theoretisch keine Grenzen gesetzt sind – z. B. Berücksichtigung der Wasserstoffversprödung von NiTi-Bögen (Elkhal Letaief *et al.*, 2018) – stellt sich die Frage, welcher Rechenaufwand sinnvoll ist. Denn Simulationen, in denen viele der möglichen Einflussfaktoren einbezogen werden, rechnen in aktuellen Studien noch mehrere Tage auf leistungsfähigen Serverclustern oder müssen gar abgebrochen werden (Papageorgiou *et al.*, 2016). Um wichtige Parameter und Settings herauszufiltern, sind Sensitivitätsanalysen hilfreich (Abbildung 8: TRL4). Dabei werden Einstellungen variiert und der Effekt auf das Ergebnis beobachtet. Ist dieser gering bis verschwindend, kann ressourcensparend auf einfachere Modelle zurückgegriffen werden. Zu beachten ist, dass der Einfluss der Parameter je nach Fragestellung variieren kann (Abbildung 8: TRL 1). Wird z. B. nur die Spannung im PDL betrachtet, so ist der Unterschied zwischen einem inhomogenen Knochenmaterial und einem Kortikalis-Spongiosa-Modell unbedeutend (Zhong *et al.*, 2019), da mehrere Größenordnungen zwischen der Elastizität von PDL und Knochen liegen. Diese Feststellung lässt sich aber nicht automatisch auf die Traumatologie oder Situationen mit Kaukräften auf

Implantaten übertragen. Wird hingegen das einfache Bone Remodeling Verfahren (Abbildung 7) verwendet, kann der Knochen sogar folgenlos als starr angenommen werden (Kojima und Fukui, 2014). Auch eine gröbere Auflösung des Meshes muss nicht unbedingt schlechtere Ergebnisse zur Folge haben (Li *et al.*, 2004). Bei linear elastisch modelliertem PDL hat eine gleichmäßige Schichtstärke des PDL im Vergleich zur individuellen, variablen Dicke keinen Einfluss auf die Verteilung der Druck- und Zugzonen,

jedoch auf das Ausmaß der Auslenkung der Zähne (Hohmann *et al.*, 2011). Eine Arbeitsgruppe fordert, dass zukünftig in FE-Simulationen außerdem die sich verändernden Materialeigenschaften und Breite des PDL während der Zahnbewegung einbezogen werden sollten (Hamanaka *et al.*, 2017).

Neben diesem internen Abgleich, der hohe Recheneffizienz bei möglichst geringer Veränderung des Ergebnisses ermöglicht, ist die externe Überprüfung und später die Validierung wichtig, um die tatsächliche Plausibilität (Abbildung 8: TRL 3) und letztlich die Richtigkeit (Abbildung 8: TRL 4 und 5) der Ergebnisse und Modelle zu bestätigen. Wenige der in Tabelle 4 aufgeführten Studien nutzen eine Validierung, die über den Plausibilitätsvergleich mit der Literatur hinausgeht. Die Studie von Hartmann und Kollegen wurde trotzdem als humane Validierung bewertet, da sie sich auf

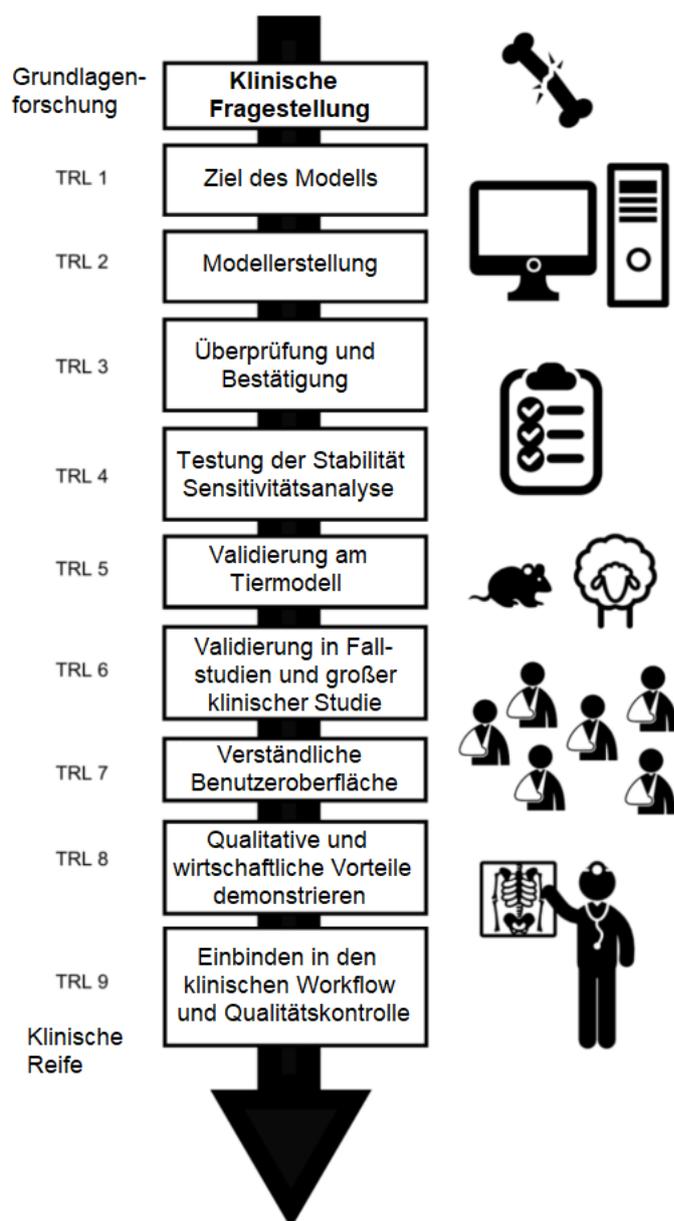


Abbildung 8: Technologie-Reifegrad (TRL) patientenspezifischer FE-Modelle in der Kieferorthopädie - Modifiziert nach Figure 1 (Carlier *et al.*, 2015, S. 9)

eine eigene Studie beziehen, die aber gesondert publiziert wurde (Hartmann *et al.*, 2017; Drolshagen *et al.*, 2011). Die *in vitro* Validierung ist nach diesem Schema eher TRL 3 zuzuordnen (Geiger, 2013). Die Validierung am Minischwein steht auf der höheren Stufe TRL 5 (Papadopoulou *et al.*, 2013). Eine humane Validierung ist bis jetzt eher anhand von Fallstudien oder Patientenserien erfolgt (Wu *et al.*, 2018a; Liao *et al.*, 2017). Studien mit umfangreichen Kohorten stehen noch aus. Kritisch anzumerken ist jedoch, dass manche der betrachteten Studien keine prospektive Validierung durchgeführt haben. Die retrospektive Anpassung einer FE-Simulation an bereits gemessene Daten kann dazu führen, dass die Generalisierbarkeit abnimmt und der gewählte Ansatz nur für diesen spezifischen Datensatz geeignet ist.

Die grundsätzliche Relevanz einer Validierung wurde in einem Artikel von 2008 verdeutlicht, der einen falschen Wert für PDL-Elastizität aufdeckte, der 1980 wahrscheinlich durch fehlerhafte Einheitenumwandlung bei Übernahme aus der Primärquelle in Umlauf gebracht wurde und anschließend hunderten von FEM-Studien als Basis diente. Die Abweichung gegenüber dem korrekten Wert betrug dabei mehrere Größenordnungen (Ruse, 2008).

Abschließend ein weiteres Zitat aus der eingangs erwähnten Studie, um die multifaktorielle Natur der kieferorthopädischen Therapie hervorzuheben: „Aufgrund der komplexen Struktur von Zahn und Zahnhalteapparat, hier insbesondere der Lagerung des Zahns im Alveolarknochen über das parodontale Ligament (PDL), und aufgrund der Vielzahl beteiligter physikalischer, biochemischer und zellulärer Prozesse erscheint es unwahrscheinlich, dass eine geschlossene analytische Beschreibung aller Vorgänge, die zur kieferorthopädischen Zahnbewegung führen, entwickelt werden kann.“ (Bourauel *et al.*, 2000, S. 267–268)

2.14 CAE – Computer aided engineering

In einer bereits zitierten Studie wurde auf Basis klinischer Erfahrung eine patientenindividuelle Apparatur gebaut und diese mithilfe einer FEA untersucht (Wu *et al.*, 2018a). Es wurden die Kräfte und Drehmomente vermessen, die dieses Gerät aufbringt und die initiale Auslenkung, sowie die Belastungen im PDL berechnet. Als Weiterentwicklung dieses Vorgehens würde man in der rechnergestützten Entwicklung

(CAE) die Ergebnisse von Finite-Elemente-Analysen zur Gestaltung und Optimierung der Apparatur nutzen, also letztlich den umgekehrten Weg beschreiten.

Die Schwierigkeit eines solchen Backward Plannings besteht neben dem Rechenaufwand in der Definition der Zielgrößen der Kräfte, denn in der Literatur besteht Uneinigkeit über die ideale Kraftgröße zur kieferorthopädischen Bewegung von Zähnen (Ren *et al.*, 2003). Laut einer neueren systematischen Übersichtsarbeit seien Kräfte zwischen 50 und 100 cN optimal, wobei auch auf die breite Streuung in der Literatur von 18 bis 360 cN hingewiesen wird (Theodorou *et al.*, 2019). Plausibel erscheint, dass diese Kraft sich je nach Form und v. a. Größe der Wurzeloberfläche unterscheiden müsste, was in einer FEM-Studie bestätigt werden konnte (Viecilli und Burstone, 2015). So wie schon 1932 die optimale Kraft in Relation zur Fläche (15 bis 20 g/cm²) angegeben wurde^a (Schwarz, 1932), betrachten auch neuere Studien auf der Suche nach der idealen Kraft eher die resultierenden Spannungen und den Druck im PDL (Liao *et al.*, 2016; Wu *et al.*, 2018b) als die Kraft, die an der Zahnkrone aufgebracht wird, da sich diese in ihrer Wirkung in Drehmoment- und Kraftkomponente aufteilt, sofern sie nicht am Widerstandszentrum angreift. Es hat sich gezeigt, dass das Widerstandszentrum selbst auch nur ein vereinfachtes Modell ist, da sich dieser Punkt je nach Richtung der einwirkenden Kraft unterscheidet. Alle möglichen Widerstandszentren liegen räumlich zwar eng beieinander, aber nicht exakt in einem Punkt (Dathe *et al.*, 2013). Ein anderes Modell beschreibt das Widerstandszentrum für verschiedene Belastungen eher als Widerstands-Achsen, die sich aber auch nicht alle in einem Punkt schneiden (Viecilli *et al.*, 2013).

Die von Liao *et al.* postulierte Theorie zur Zahnbewegung vergleicht den Druck im PDL mit dem Blutdruck und nimmt den kapillären Blutdruck von 4,7 kPa als unteren Grenzwert und den systolischen Blutdruck von 16,0 kPa als oberen Grenzwert für das Auslösen von Zahnbewegung an (Liao *et al.*, 2016). Generell ist allerdings unklar, ob ein unterer Grenzwert existiert (Ren *et al.*, 2004), was jedoch Einfluss auf die Planung von

^a Da die Kräfte anscheinend statt mit einem Federkraftmesser klinisch eher mit einer Federwaage bestimmt werden und häufig auf die Multiplikation mit dem Ortsfaktor „g“ verzichtet wird, finden sich in vielen Artikeln statt der physikalisch korrekten Einheit „Newton“ Angaben in „Gramm“, womit die äquivalente Gewichtskraft dieser Masse auf der Erde gemeint ist. Ebenso sind statt Vielfachen von „Pascal“ als Einheit für Druck Angaben wie „g/cm²“ anzutreffen. Diese Angaben wurden wegen der einfacheren Lesbarkeit der Zahlen so übernommen und nicht in SI-Einheiten umgerechnet.

Verankerung hat. Bei zu hohen Kräften ist bekannt, dass das Phänomen der Hyalinisierung eintritt, doch auch dort finden sich unterschiedliche Kraftangaben, die unter anderem der unterschiedlichen Gewebs- und Immunantwort der Patienten geschuldet sein können (von Böhl und Kuijpers-Jagtman, 2009).

Mit einer methodisch hochwertigen, 27-teiligen Studienreihe der Universität Sydney zu den Eigenschaften von Wurzelzement wurden mögliche Einflussfaktoren der externen Wurzelresorption als unerwünschter, iatrogener Nebenwirkung kieferorthopädischer Zahnbewegung untersucht. Dazu wurden an ersten Prämolaren im Split-Mouth-Design verschiedene Kräfte appliziert und deren Wurzeln nach der kieferorthopädisch indizierten Extraktion mittels μ CT oder stereoskopischer Elektronenmikroskopie auf das Resorptionsvolumen untersucht. Für hohe Kräfte (225 g bzw. 150 g) zeigten sich gegenüber geringen Kräften (25 g) bei bukkaler Kippung (Chan und Darendeliler, 2005), Intrusion (Harris *et al.*, 2006), Extrusion (Montenegro *et al.*, 2012) und Rotation (Wu *et al.*, 2011) signifikant stärkere Resorptionen, ebenso bei bukkalem und distalem Wurzeltorque von 15° gegenüber $2,5^\circ$ (Bartley *et al.*, 2011; King *et al.*, 2011). Allerdings war mit den höheren Kräften bei bukkal gerichteter Kraft für 12 Wochen eine fast doppelt so große Strecke der Zahnbewegung feststellbar; doch nicht nur höhere Kräfte, sondern auch eine längere Therapiedauer führten zu stärkeren Resorptionen (Paetyankul *et al.*, 2009; 2011). Ebenso bleibt das okklusale Trauma durch kieferorthopädische Aufbisse nicht ohne Folgen für die Wurzel (Çakmak *et al.*, 2014). Nachdem die Wurzeloberfläche in verschiedenen Zonen ausgewertet wurde, konnte vor allem in den mutmaßlichen Kompressionszonen bei bukkaler Kippung – also bukkal zervikal und lingual apikal – ein höheres Resorptionsvolumen festgestellt werden (Chan und Darendeliler, 2006).

Eine Studie von Zhong *et al.* nimmt diese Methodik auf und ergänzt sie um FEM-Modelle mit non-linearem PDL und patientenindividuellen Wurzeln von zehn Probanden (Tabelle 4). Trotz hohen interindividuellen Schwankungen konnten die Ergebnisse der vorgenannten Studien bestätigt und auch die Theorie von Liao *et al.* mit einer räumlichen Korrelation zwischen den Kompressionszonen über 4,7 kPa und den Orten der Resorption untermauert werden. Generell zeigten sich auch hier bei höheren Kräften mehr Resorptionslakunen, die zudem ausgeprägter waren. Die Werte der Studie erlauben zudem die Berechnung des Resorptionsvolumens im Verhältnis zur Zahn-

bewegungsstrecke, jedoch fanden die Autoren anders als in anderen Studien keine Korrelation (Zhong *et al.*, 2019). Das ist besonders deshalb interessant, da die unterschiedlichen Strecken in dieser Studie im gleichen Zeitraum durch verschieden starke Kraftapplikation entstanden, während in anderen Studien die Kräfte (Parker und Harris, 1998) oder die Strecke als solche nicht dezidiert gemessen und dokumentiert worden sind (Chan und Darendeliler, 2005) oder eine größere Strecke vermutlich durch eine höhere Therapiedauer mit gleicher Kraft erreicht wurde (Paetyangkul *et al.*, 2011). Da im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung für gewöhnlich eine gewisse Distanz überwunden werden muss, die Behandlungsdauer jedoch auch im Interesse der Patienten möglichst gering sein soll, ließe sich auf Basis dieser Daten eher ein Vorgehen mit höheren Kräften empfehlen, da die zu erwartende Summe der Wurzelresorption über die gesamte Strecke anscheinend nicht signifikant von der Kraftgröße abhängt und mit größeren Kräften eine kürzere Therapiedauer erzielt werden kann.

Im vorgeschlagenen Workflow ist es vorgesehen, aus dem Vergleich der aktuellen Malokklusion mit dem Setup die Bewegungsrichtungen und -strecken der Zähne zu entnehmen und auf die Kräfte und Drehmomente zurückzurechnen, die an den Brackets eingeleitet werden müssen, um eine optimale Belastung im PDL zu erreichen. In einer FEM-Studie wurden am Beispiel eines Eckzahnes aus dem CT-Datensatz eines Patienten mit diesem Grundgedanken für verschiedene Bewegungsarten und -richtungen optimale Kraftbereiche berechnet. Dabei zeigte sich besonders für kippende Bewegungen ein eher kleiner Toleranzbereich (Wu *et al.*, 2018b). Dieser Ansatz müsste im nächsten Schritt mit einem Bone Remodeling Modell erweitert werden. So können auch sequenzielle Zahnbewegungen geplant werden, um die Verankerung bestmöglich auszunutzen. Auch könnte abgeschätzt werden, ob eine zusätzliche skelettale Verankerung mit Minischrauben notwendig ist. Anhand des DVT-Datensatzes können Insertionsorte beurteilt werden (Fayed *et al.*, 2010) und anschließend schablonengeführt (Altieri *et al.*, 2020) oder sogar intraoperativ computer-navigiert (Präger *et al.*, 2008) implantiert werden. Typische Lokalisationen sind interradiikulär (Poggio *et al.*, 2006), palatinal paramedian (Wilmes *et al.*, 2019) oder in der Fossa retromolaris z. B. mit „ramal plate“ (Yu *et al.*, 2016). Vor der Insertion retromolar sollte abgeklärt werden, ob ein Foramen retromolare vorliegt (Kook *et al.*, 2020), das neben Arteriolen und

Venolen sensible Fasern des nervus buccalis oder Nervenfasern zur Versorgung der Unterkiefer-Molaren enthalten kann (von Arx *et al.*, 2011).

Die errechneten optimalen Kräfte und Momente, die an den Brackets für die gewünschte Zahnbewegung eingeleitet werden sollen, könnten im Sinne des Generativen Designs in einen individuellen Bogen oder allgemeiner eine individuelle Apparatur umgesetzt werden. Dazu wird dem Rechner ein gewisser Rahmen vorgegeben, also in diesem Fall die aktuelle Position der Slots und damit zusammenhängend die Interbracketdistanz, außerdem die Zielposition der Zähne, das Bogenmaterial, die errechneten idealen Kräfte und Momente pro Bracket, ggf. der gewünschte Aktivierungsbereich und Designrichtlinien, die Schleimhautirritationen durch zu ausgefallene Bogenformen verhindern. Ein mögliches Resultat für Stahl als Erstbogen und großen Aktivierungsbereich könnte dann einem Multiloopbogen nach Begg (Rundbogen) oder Kim (Kantbogen) ähneln (Begg, 1956; Kim, 1987).

Ein anderer Ansatz verändert weniger die Geometrie des Bogens und modifiziert vielmehr regional die Materialeigenschaften des Bogens mittels Laser, indem Anteile des Nickels verdampft werden. Dadurch verändert sich die prozentuale Zusammensetzung der Legierung an der Stelle, wodurch die Kräfte der Größe der Wurzeloberflächen und Interbracketdistanzen angepasst werden können (Khan *et al.*, 2013; Kuntz *et al.*, 2018). Ein kommerzielles Produkt, das gemäß Herstellerangaben auf einer mittelwertigen „Fine Elements Analysis [sic] (FEA)“ (Ormco, 2019, S. 2) basiert, ist der mit gepulstem Laser programmierte Copper Ni-Ti Bogen SmartArch von Ormco.

2.15 CAM – computer aided manufacturing

Die Vision der Industrie 4.0 heißt Mass Customization – übersetzt auf die Zahnmedizin bedeutet das: computergestützte, patientenindividuelle Produktion kombiniert mit der qualitativen, zeitlichen und wirtschaftlichen Effizienz von Massenproduktion. Zahnmedizin erfordert patientenindividuelle Lösungen, die die Zahntechnik in Form von in Serie gefertigten Unikaten bereitstellt. Dabei kommen mittlerweile auch industrielle Verfahren zum Einsatz, die ursprünglich das Label „rapid prototyping“ trugen, nun aber im Sinne von „rapid manufacturing“ weiterentwickelt wurden. Von besonderem Interesse für die Kieferorthopädie sind 3D-Drucker, CNC-Fräsen und Drahtbiegeroboter.

Grundsätzlich können für eine patientenspezifische Prescription entweder die Brackets oder die Bögen individuell gefertigt werden. Beide Herangehensweisen haben ihre Vor- und Nachteile. Vor allem in der Lingualtechnik müssen häufig beide Komponenten individualisiert werden (Kothari, 2016), was sich in den hohen Kosten widerspiegelt.

2.15.1 Individualisierung im Bracket

Die in Kapitel 2.12.1 beschriebenen konfektionierten Brackets lassen sich durch laborseitige Anpassung der Bracketbasen individualisieren, ähnlich wie bei der lingualen HIRO-Technik beschrieben (Hiro *et al.*, 2008). Das kann entweder manuell an einem 3D-gedruckten Setup-Modell (Mattu *et al.*, 2017) oder mithilfe eines 6-Achs-Positionierungsroboters wie bei Orthorobot erfolgen (Url und Silli, 2017), oder die Bracketbasen werden direkt 3D-gedruckt (Pham *et al.*, 2016).

Darüber hinaus existieren individuelle Brackets, die speziell für den Patienten gefertigt werden, was besonders bei lingualen Apparaturen wegen der stärker variierenden Zahnoberflächen für die Passung vorteilhaft sein kann. Außerdem können die vorgesehenen Attachments und Zusatzslots wie geplant umgesetzt werden. Die Fertigung kann im Gussverfahren aus Edelmetall wie bei Incognito (Wiechmann, 2002), per selektivem Laser-Schmelzen (SLM) aus einer Kobalt-Chrom-Legierung wie bei dem Nachfolger WIN (Vu und Wiechmann, 2020), durch Modifikation eines Brackets per CNC-Fräse mit anschließendem Anschweißen eines konfektionierten Basispads wie bei Insignia SL von Ormco (Krey *et al.*, 2016) oder mit 3D-gedruckter Keramik (Griffin, III, 2019) wie bei dem seit 2019 in den USA zugelassenen Cloud System von Lightforce (Cambridge, MA, USA) erfolgen. Es gab auch Versuche mit in-house 3D-gedruckten Kunststoffbrackets, mit denen eine begrenzte Behandlungsaufgabe erfolgreich abgeschlossen werden konnte, jedoch bestand deutlicher Verbesserungsbedarf bei diesen Prototypen (Krey *et al.*, 2016).

Bei vielen dieser Systeme kann oder muss die Position der Brackets und der Bogenebene vorher digital geplant werden (Layman, 2019). Bei dem System von Lightforce kann digital die mesio-distale Position der Brackets auf dem Zahn variiert werden, ohne dass der Zahn dadurch ungewünscht rotiert, da der Slot passend gedruckt wird. So kann bei ausgeprägten Engständen das Bracket auf einer Fläche des Zahnes

positioniert werden, die früh oder sofort erreichbar ist. Außerdem kann schon in der Planung verhindert werden, dass der Patient auf ein Bracket beißt. Folglich müssen seltener Aufbisse aufgebracht werden, nur um das Risiko für Bracketdebonding zu reduzieren, sondern hauptsächlich dort, wo sie ein therapeutisches Ziel haben.

Die Informationen über die Bracketpositionen können dann für die Herstellung einer Übertragungsschablone (indirect bonding tray), Ätزشablone (Gerhardt und Schopf, 1987) und ggf. zusätzlich für die Konstruktion individueller Brackets genutzt werden. Mit einem Bonding Tray wird die exakte Übertragung der Situation an den Patienten möglich, wobei die Ergebnisse je nach verwendetem Traymaterial variieren können (Castilla *et al.*, 2014). Gegenüber dem manuellen Kleben (direct bonding) ermöglicht dieses Vorgehen eine Zeitersparnis am Patienten (Guenther und Larson, 2007). Eine generell höhere Präzision ist kaum belegbar, da die Genauigkeit des direkten Klebens stark von der Erfahrung des Kieferorthopäden abhängt und für einen Vergleich der Richtigkeit eine Position als „ideal“ definiert werden müsste (Kalange und Thomas, 2007). Kürzlich konnte gezeigt werden, dass mit 3D-gedruckten Bonding Trays unabhängig von der Erfahrung des Kieferorthopäden eine mittlere Abweichung von der digital geplanten Position von 20 µm bis 150 µm in okklusal-gingivaler bzw. mesio-distaler Richtung und 0,188° bis 1,078° mittlere Winkelabweichung erzielt werden können. Bemerkenswert ist, dass bei erfahrenen Behandlern auch die ungeführte, manuelle Positionierung der Brackets am Modell eine mittlere Reproduzierbarkeit von 0,1 mm im Vergleich mehrerer Durchgänge sogar zwischen verschiedenen Behandlern erreichen kann (Nichols *et al.*, 2013).

Wird mit den individuellen Brackets eine Sequenz konfektionierter Bögen genutzt, so kann auf Finishingbiegungen verzichtet werden und der gerade Bogen ermöglicht wie gewohnt das Verwenden einer Gleitbogenmechanik. Konfektionierte Bögen sind bei Beschädigung einfach und kostengünstig zu ersetzen, im Gegensatz dazu müssen defekte individuelle Brackets neu hergestellt werden, was eine gewisse Vorlaufzeit und zusätzliche Kosten verursacht. Selbst wenn das gelöste Bracket wiederverwendbar ist, müsste ein neues Übertragungstray gefertigt werden, welches sich in der aktuellen Zahnstellung anlegen lässt, falls keine Einzelzahnpositionierungsjigs vorliegen. Sollte die Bracketbasis groß genug sein, wie bei manchen lingualen Systemen, lässt sich

das Bracket auch ohne Positionierungshilfe wieder lagerichtig befestigen (Kothari, 2016).

2.15.2 Individualisierung im Bogen

Schon 1996 gab es Roboter, die bei Stahlbögen Biegungen in alle Richtungen inklusive Torsion auf unter ein Grad genau ausführen konnten (Fischer-Brandies *et al.*, 1996). Ein Vorteil von solchen individuellen Bögen ist, dass sie mit konfektionierten und deshalb günstigen Brackets verwendet werden können. Dennoch ergibt sich eine gewisse Einschränkung für gänzlich unprogrammierte Brackets, da die Genauigkeit mancher Biegeroboter bei der Verarbeitung von NiTi in einen klinisch nicht akzeptablen Bereich absinkt, wenn der Torque im Bogen 40° übersteigt (Stamm *et al.*, 2004). Da alle Werte der Prescription im Bogen enthalten sind, können die Brackets ein sehr flaches Profil haben, was das Risiko für Schleimhautirritationen reduzieren könnte. Außerdem ist es nur über individuelle Bögen möglich, die wie im vorherigen Kapitel errechneten Kräfte pro Zahn umzusetzen sowie je nach Möglichkeiten des Biegeroboters diverse Loops (z. B. Closing Loop) direkt einbiegen zu lassen.

Für individuelle Bögen können die Brackets im Vorfeld geplant und indirekt geklebt oder alternativ direkt konventionell am Zahn platziert werden. Anschließend wird die Position und Orientierung der Brackets per Intraoralscan digitalisiert oder verifiziert (Fischer-Brandies *et al.*, 1997). Die exakte Geometrie der Brackets und insbesondere der Slots sollte dazu in der Software hinterlegt sein (Müller-Hartwich *et al.*, 2007), um ein automatisches Matching durchzuführen. Wenn gewünscht, können dadurch die initiale, digitale Bracketpositionierung und das Fertigen eines Bonding-Trays entfallen, was Planungszeit und Materialkosten reduziert. Für den Fall, dass die Bögen in-house mit einem Drahtbiegeroboter gefertigt werden, sind auch kurzfristige Bogenwechsel und Reparaturen möglich (Gilbert, 2011). Selbst nach Bracketwiederbefestigung müsste lediglich ein neuer Intraoralscan erfolgen, die neue Slotposition dem Zahn zugeordnet und auf dieser Basis der neue Bogen errechnet und gefertigt werden. Falls die individuellen Bögen von einem externen Labor oder einem Industrieanbieter bezogen werden, ergeben sich die gleichen zeitlichen Nachteile wie bei dem Ersatz individueller Brackets. Insbesondere mit Blick auf Gleitbogenmechaniken ist trotz der errechneten Kompensation im Bogen ein vorausschauendes, sorgfältiges Vorgehen

beim direkten Kleben der Brackets von Vorteil, da daraus ein möglichst gerader, friktionsarmer Bogen resultiert.

Diesen Zwiespalt zwischen Gleitweg und individuellen Biegungen umgeht InBrace (Swift Health Systems Inc., Irvin, CA, USA) mit einem anderen Designansatz. Der robotergebogene NiTi-Draht besteht aus interdentalen Loops und „Locking Loops“ die in die selbstligierenden, lingualen Brackets geschoben werden und dort arretieren. Dadurch können mit dieser Apparatur auch mesio-distale Bewegungen ohne zusätzliche Gummis oder Federn umgesetzt werden. Die vertikal inserierenden „Locking Loops“ erlauben zudem, dass der Torque von Anfang an umgesetzt wird und erinnert biomechanisch an die vertikalen Loops der ursprünglichen Begg-Technik (Begg, 1956). Anders als bei Gleitmechaniken muss auch nicht in regelmäßigen Intervallen das distale Ende des Bogens gekürzt werden, da die Loops den Platz in den einzelnen Interdentalräumen schaffen. Zusätzlich ist durch die gingival gerichteten Interdental-Loops die Mundhygiene nur geringfügig eingeschränkt, da Zahnseide wie gewohnt verwendet werden kann. Das Design ermöglicht zudem größere Interbracketdistanzen als bei anderen Lingualbrackets, große Aktivierungswege und damit weniger Sitzungen, weil regulär nur zwei Bögen pro Kiefer eingesetzt werden. Da die Prescription vollständig über den Draht umgesetzt wird, gibt es bei diesem System nur zwei unprogrammierte Brackettypen (Tong *et al.*, 2019).

2.15.3 Modulare Bracketsysteme

Während mittlerweile verschiedene Anbieter mit robotergebogenen Bögen arbeiten, können manche nur Biegungen erster und ggf. zweiter Ordnung durchführen. Daraus resultieren Hybridansätze mit modularen Bracketsystemen wie bei Insignia oder KL Owen (Fort Collins, CO, USA). Eine solche Modularisierung mit Bracketvarianten verschiedener Torquewerte in 5°-Schritten wurde bereits vor über 30 Jahren beschrieben (Hocevar, 1985). Neu ist hingegen, dass je nach Art und Strecke der geplanten Zahn-bewegung digital Überkompensation eingeplant wird und die Insignia-Software zum Ausgleich des Torquespiels passende High-Torque-Brackets vorschlägt (Gracco und Tracey, 2011; Gracco *et al.*, 2013; Gündel, 2020). Fertigungstoleranzen der Slots und Bögen führten in einer Studie je nach Bogenquerschnitt zu einem Torquespiel von etwa 10–20°. Bögen mit quadratischem 0,016“×0,016“ Querschnitt konnten in einem

0,018“ Slot ein Drehmoment von 3 Ncm hingegen gar nicht übertragen, da sie durchdrehten (Fischer-Brandies *et al.*, 2000).

Das System von KL Owen besteht aus 27 Bracket- und Tubetypen mit verschiedenen Dicken und Torquewerten. Durch die Positionierung im Indirect-Bonding-Tray ist die exakte Prescription vorgegeben und die letzten bis zu 5° werden bei der Befestigung mit der Kompositschicht individualisiert. Das Übertragungstray kann dazu vom Hersteller bezogen oder selbst in-office gedruckt werden (KL Owen Braces, 2021).

2.16 Reevaluation mit Intraoralscanner

Durch die Überlagerung von Modellen können Informationen über Zahnbewegungen gewonnen werden, die ansonsten mehrere überlagerte Kephalmetriemessungen erforderten. Dabei unterschieden sich bei der Untersuchung von 15 Extraktionsfällen die Messwerte nicht signifikant zwischen FRS und Modellanalyse (Cha *et al.*, 2007). Diese röntgenfreie Reevaluation lässt sich mit den Hybridzähnen aus DVT und Intraoralscan weiter verbessern. Mehrere Studien belegen, dass die Erstellung von Hybridzähnen robust ist (Kihara *et al.*, 2012; Lim *et al.*, 2020a) und die Ausrichtung der Wurzeln im Verlauf der Therapie durch Matching der Hybridzähne an den aktuellen Intraoralscan (expected root position) ohne erneute DVT verlässlich überwacht werden kann (Lee *et al.*, 2014; 2015b; 2018a; 2018b; Staderini *et al.*, 2019). Es hat sich gezeigt, dass für die Zwischenmodelle zum verlässlichen Matchen sogar ein verkürzter Scanpfad ausreicht, der sich auf die Lingualflächen beschränkt (Lim *et al.*, 2020b). Als zusätzliche Komponente sollen den Hybridzähnen die Brackets gemäß Intraoralscan zugeordnet werden. Wenn sich diese nach Belieben ein- und ausblenden lassen, ist auch bei Zwischenbefunden eine ansprechende Visualisierung des Fortschritts möglich.

Ein mögliches Problem ist jedoch die Zuordnung der Zähne zu den knöchernen Strukturen der Kiefer, da sich alle Zähne bewegen können und dadurch keine verlässliche Referenzstruktur gegeben ist. Eine mögliche Lösung sind drei Miniimplantate pro Kiefer als skelettale Referenz, denn über drei Referenzpunkte lässt sich eine Ebene wieder genau zuordnen. Dieses Konzept findet schon Anwendung bei Sofortimplantationen. Wurde die Kieferrelation zuvor in Relation zu den nicht erhaltungswürdigen Restzähnen erprobt und festgelegt, so fehlt diese Referenz nach der Extraktion. Die für die Operationsdauer eingebrachten Miniimplantate erlauben ein Matching der post- und

pre-OP-Scans. So kann die vorher geplante Versorgung lagerichtig umgesetzt werden (Heidel, 2020). Dass sich Scan- und DVT-Daten anhand von Titanreferenzkörpern verlässlich überlagern lassen, wurde in einer Studie bestätigt (Rangel *et al.*, 2013). Zu beachten ist, dass Miniimplantate bei kieferorthopädischer Belastung ebenfalls durch den Knochen wandern können. Durchschnittlich bewegte sich der Schraubenkopf bei der Retraktion von Eckzähnen über eine Zeit von sechs Monaten um einen Millimeter in Krafrichtung mit gleichzeitiger durchschnittlicher Extrusion der Schraube von einem halben Millimeter (El-Beialy *et al.*, 2009). In einer anderen Studie mit vergleichbarem Belastungszeitraum und Kraftapplikation hingegen konnte kein Verankerungsverlust der Minischrauben festgestellt werden (Hedayati *et al.*, 2007).

Simplifizierend wird der Knochen bei Erwachsenen als unveränderlich angenommen. Knochenabbau und -umbauprozesse, kondyläres Wachstum und die osteoinduktive Wirkung der Zementoblasten werden bewusst vernachlässigt. Dennoch lässt sich so strahlenhygienisch günstig ein hoher Informationsgewinn erreichen.

Die Kenntnisse über den zeitlichen Verlauf der Wurzelpositionen im Knochen zusammen mit den aufgebrauchten Kräften und Drehmomenten sollten dazu genutzt werden, die Parameter des patientenspezifischen FE-Modells, insbesondere das Bone-Remodeling-Modell, über die Therapie hinweg genauer einzustellen und zu validieren. Da sich auch wegen allgemeinmedizinischer Unterschiede zwischen den Patienten kein allgemeingültiges mechanoregulatorisches Modell finden lassen wird (van Schepdael *et al.*, 2013b), erscheint es sinnvoll, v. a. komplexe bioregulatorische Zusammenhänge – wie die initiale Verzögerung der Zahnbewegung von ca. drei Tagen (van Schepdael *et al.*, 2013a) – allgemein vorzurendern und die interindividuelle Variabilität in einem Geschwindigkeitsfaktor zusammenzufassen (ähnlich wie der Faktor C in der Studie von Kojima und Fukui, 2014), der mit jeder Reevaluation besser auf den jeweiligen Patienten eingestellt wird. Auch könnten die Kräfte der folgenden Drähte entsprechend angepasst und die Vorhersage der verbleibenden Therapiedauer, die oft von großem Interesse für die Patienten ist, verbessert werden.

Die Kräfte und Drehmomente am Bracket bzw. Zahn lassen sich aus der Verformung der Bögen errechnen. Dazu wird die aktuelle Position der Bracketslots mit der Geometrie des robotergefertigten Drahtes verglichen. Einschränkend wird von den Autoren angegeben, dass klinisch auch die Zahnbeweglichkeit und die Ligatur Einfluss haben

(Fischer-Brandies *et al.*, 1998). Deshalb sollten diese Werte für ein möglichst robustes Modell mit Hilfe von Smart Brackets, die die Kräfte und Drehmomente messen können (Lapatki und Paul, 2007), validiert werden.

Eine Studie von 2018 nähert sich diesem vorgeschlagenen Vorgehen an. An einem Patienten wurde anhand von einer Anfangs- und einer Schluss-DVT, sowie fünf digitalisierten Alginatabformungen ein FE-Modell für die viermonatige Retraktion eines Oberkiefereckzahns mit einer genormten Feder zu einem Miniimplantat entwickelt. Die Zwischenmodelle wurden im Sinne der „expected root position“ erzeugt. Für die Überlagerung wurden die Minipins als skelettale Referenz genutzt. Ein patientenspezifisches Modell dieser Art war für einen anderen Patienten in der Lage, die Zahnbewegung auf unter 0,1 mm genau für den nächsten Monat vorherzusagen, was eine maximale Abweichung von 8,96 % bedeutet. Dazu wurde ein quadratischer Zusammenhang zwischen der statischen Belastung in verschiedenen Zonen der Wurzel und der kieferorthopädischen Zahnbewegung formuliert (Likitmongkolsakul *et al.*, 2018).

Das Monitoring von Wurzelresorptionen kann strahlungsarm mit Zahnfilmaufnahmen erfolgen (Fischer-Brandies *et al.*, 1998). Dazu sollte in zukünftigen Studien untersucht werden, ob diese Aufnahmen sich im Sinne eines Screenings auf den laut FEA am stärksten von Resorption gefährdeten Zahn beschränken können. Eine damit zusammenhängende Einschränkung des oben beschriebenen FE-Modells ist, dass über die gesamte Therapie hinweg mit denselben Hybridzähnen und demselben Knochen gearbeitet wird. Sollte es durch starke Wurzelresorptionen zu einer veränderten Wurzelmorphologie (insbesondere Verkürzung) oder durch Parodontitis zu marginalem Knochenabbau kommen, kann dieser Einfluss auf die Biomechanik (Bică *et al.*, 2015) bisher nicht berücksichtigt werden.

2.17 Sure Smile

Das kommerziell verfügbare System, das dem vorgeschlagenen Workflow am nächsten ist, heißt Sure Smile. Der Ursprung liegt im Bending Art System, das 1996 in Deutschland entwickelt wurde (Fischer-Brandies *et al.*, 1996). Wegen fehlender Finanzierung und womöglich fehlendem Interesse hierzulande, sahen sich die Entwickler gezwungen, ihr Vorhaben ab 1998 unter dem Namen OraMetrix in den USA fortzuführen (Glasauer, 2018).

Das Kräfte-Modul des Bending Art Systems konnte schon 1998 die resultierenden Kräfte und Drehmomente der robotergefertigten Stahlbögen berechnen. Diese wurden in einer Studie ins Verhältnis zur mittelwertigen Wurzeloberfläche der einzelnen Zähne gesetzt. Diese Werte können dem Behandler als Hilfestellung dienen, um die Bogenform digital anzupassen oder die Anzahl der Bögen zu erhöhen, falls die Kräfte zu hoch sind (Fischer-Brandies *et al.*, 1998). Unter dem Namen Sure Smile wurde später ein Workflow mit Intraoralscan, Indirect-Bonding-Trays und robotergefertigten Bögen verschiedener Materialien inklusive Formgedächtnislegierungen mit Biegungen in allen Richtungen inklusive Torque angeboten (Mah und Sachdeva, 2001). Die Software wurde ausgebaut, sodass die Verwaltung der kompletten Patientendaten mit Anamnese, Befunden, Fotos und Röntgenbildern dort erfolgen konnte. Außerdem waren schon automatische Setups mit virtuellem Bracketplacement und der Möglichkeit zur approximalen Schmelzreduktion oder Extraktion möglich (Müller-Hartwich *et al.*, 2007). Es sind bukkale und linguale Bracketsysteme sowie Aligner und Positioner mit Sure Smile verwendbar. Außerdem können patientenindividuelle Wurzeln im entsprechenden Knochen aus einer DVT-Aufnahme berücksichtigt und sogar Umstellungsosteotomien mit frei wählbaren Segmenten und Minimplantate geplant werden. Die Artikulation der Kiefer zueinander kann digital nach anatomischen Informationen aus der DVT vorgenommen werden, um die Setups auf Hyperbalancen zu überprüfen (Bittner, 2014). In einer retrospektiven Studie mit 12335 Fällen wurde festgestellt, dass die Behandlungszeit mit Sure Smile gegenüber konventionellen Behandlungen im Durchschnitt von 23 auf 15 Monate signifikant verkürzt werden konnte. Dabei mussten durchschnittlich statt 18 nur 14 Termine vereinbart werden (Sachdeva *et al.*, 2012). Mit Sure Smile kann bei den meisten Zähnen eine Übereinstimmung der Endposition mit dem Setup im Bereich von 0,5 mm erzielt werden. Die Werte für Tip, Torque und Rotation hingegen weichen bei den meisten Zähnen um mehr als 2° vom Setup ab (Larson *et al.*, 2013).

Im Jahr 2018 wurde OraMetrix von Dentsply Sirona aufgekauft. Die umfassenden Möglichkeiten des Systems sind nach wie vor verfügbar, jedoch scheint es, dass vor allem der Alignerbereich in den Fokus gerückt wird (MR, 2018).

3 Material und Methode

Als klinisch experimenteller Anteil wird aus dem dargestellten Workflow der Schritt der individuellen Scharnierachsenbestimmung anhand digitalisierter Kieferrelationen unter Zuhilfenahme des CentricGuides (theratecc, Chemnitz, Deutschland) ausgewählt. Im Sinne eines Proof-of-Concept wird das Vorgehen am Beispiel eines Probanden erprobt und modifiziert. Dabei werden folgende Teilaspekte untersucht:

1. Reproduzierbarkeit der mit CentricGuide gefundenen Position
2. Beurteilung der Position mittels DVT und MRT
3. Reproduzierbarkeit der Scharnierachse bei unterschiedlichen Bissperrungen
4. Vergleich mit anatomischen Strukturen aus der DVT

3.1 Vorüberlegung

Das Kiefergelenk ist ein Dreh-Gleit-Gelenk, dessen Bewegung in der ersten Phase der Mundöffnung aus zentrischer Kieferrelation als Rotation um eine imaginäre Achse ausgeführt werden kann. Diese Achse verschiebt sich bei stärkerer Öffnung parallel nach ventral und kaudal. In der Laterotrusion gleiten die Kondylen unterschiedlich stark, wodurch die Achse sich aus der Parallelität herausdreht. Um diese Drehachse individuell zu bestimmen, gibt es die Möglichkeit der kinematischen Axiographie. Bei diesem Registrierverfahren ist eine aufwändige extraorale Befestigung notwendig. Die Scharnierachse wird dabei iterativ durch Verschieben eines Zeigers ermittelt (Bumann und Lotzmann, 2000). Dabei ist man in gewissem Maße auf die Kooperation des Patienten angewiesen, da dieses Registrat auch in physiologischer Kondylenposition erfolgen soll, deren Einhaltung allerdings durch den Behandler während der Öffnungsbewegung nur eingeschränkt beurteilt werden kann.

Um diesen Anforderungen gerecht zu werden und Schwankungen, die im extraoralen Registrierbehelf entstehen, zu vermeiden, wird eine neue Variante erdacht. Dazu soll mit Hilfe des CentricGuides, der mit exakter Reproduzierbarkeit durch Sensorik im μm -Bereich wirbt, die zentrische Kieferrelation bei unterschiedlicher Bissperrung bestimmt werden. Durch die Funktionsweise des Systems ergibt sich während der Verschlüsselung des Registrats die Möglichkeit der elektronischen Überwachung der zentrischen Position. Außerdem werden die Zahnreihen direkt zueinander referenziert und nicht über eine Ebene des Gesichtsschädels, die zwar durch verschiedene

knöcherne anatomische Strukturen definiert wird, sich aber nicht auf Millimeterbruchteile genau festlegen lässt. Aus diesen Bissregistraten soll anschließend auf die individuelle Scharnierachse zurückgerechnet werden. Dieses Vorgehen basiert auf den Annahmen, dass:

- (1) es in verschiedenen Bisshöhen eine definierte zentrische Kieferrelation gibt,
- (2) mit dem CentricGuide diese Zentrik hinreichend genau und reproduzierbar bestimmbar ist,
- (3) die daraus entstandenen Registerate mit verschiedenen Bissperrungen als Durchgangspositionen einer fließenden Öffnung in zentrischer Kondylenposition betrachtet werden können, mit dem Vorteil der simultanen Kontrolle dieser Position.

Das beschriebene Verfahren ist analytisch und nicht iterativ, woraus sich eine Zeiterparnis ergeben kann. Dadurch, dass dieser Ablauf weniger Zwischenschritte und aufeinander aufbauende Referenzen enthält, ist er auch potenziell weniger fehleranfällig als vergleichbare Verfahren. Außerdem lässt der CentricGuide die Bukkalflächen komplett und die Okklusalfächen zum größten Teil frei, was prinzipiell eine Registrierung in Zahnkontakt ermöglicht. Auch bei starkem Tiefbiss oder Deckbisscharakter kann so im Vergleich zur konventionellen Axiographie, die im Unterkiefer periokklusal oder paraokklusal verankert ist (Ahlers, 2009), mit deutlich geringerer Bissperrung gearbeitet werden.

3.1.1 Funktionsweise des CentricGuides

Der CentricGuide nutzt das Christensen-Phänomen aus. Dieses beschreibt eine Erscheinung, die dem namensgebenden dänischen Zahnarzt Carl Christensen (1857-1921) bei der Kieferrelationsbestimmung in der Totalprothetik auffiel. Dabei stellte er fest, dass die planen Flächen der Registrierschablonen bei Unterkieferbewegungen an bestimmten Stellen auseinanderklaffen. Je nach Richtung unterscheidet man das sagittale und transversale Christensen-Phänomen. In der Protrusion diskludiviert der Molarenbereich beidseits und in der Laterotrusion nur auf der Mediotrusionsseite, also der Seite des schwingenden Kondylus (Hohmann und Hielscher, 2012). Ursache dafür ist der Winkel zwischen der Kondylenbahn und der Okklusionsebene, nach der die Bisswälle ausgerichtet werden.

Auch bei der Herstellung der Messschablonen für den CentricGuide soll die Kunststoffebene annähernd parallel zur Okklusionsebene ausgerichtet werden. Dagegen steht im Oberkiefer jedoch nicht eine zweite Ebene, sondern ein Stützstift, ähnlich wie beim klassischen Pfeilwinkelregistrator. Nun erfolgt die Aufzeichnung der Mandibulabewegungen jedoch nicht zweidimensional in der Ebene wie beim analogen Stützstiftregistrator oder der digitalen Modifikation, dem DIR-System (Stratmann, 2020), sondern streng gesehen eindimensional, aber in vertikaler Richtung. Das vereinfacht die Interpretation der Messwerte, da nur nach einem Extremwert gesucht wird (Wagner, 2019). Bei zweidimensionalen Registriermethoden gibt es hingegen verschiedene Ansichten, wo die Zentrik verortet sei; direkt an der Pfeilspitze oder 0,5–1,2 mm anterior, um die Dehnung des Ligamentum laterale zu kompensieren (Freesmeyer *et al.*, 1987).

Wenige Millimeter dorsal des Stützstiftes im CentricGuide befindet sich der taktile Sensor, welcher die Distanz zwischen der Ebene im Unterkiefer und der Oberkieferschablone misst und so die Disklusion im Seitenzahnbereich registriert. In Abbildung 9 ist der Zusammenhang zwischen dem vertikalen Messwert und der Position der Mandibula in der Sagittalen gut zu erkennen. Der geringste Abstand ist dann zu erwarten, wenn beide Kondylen in ihrer kranialsten Position stehen. Bei Betrachtung in der Frontalebene wäre zu erkennen, dass bei der Laterotrusionsbewegung nur der schwingende Kondylus eine vertikale Bewegungskomponente hat und deshalb der Messwert am median gelegenen Sensor halb so groß wie bei entsprechender Protrusion beider Kondylen ist.

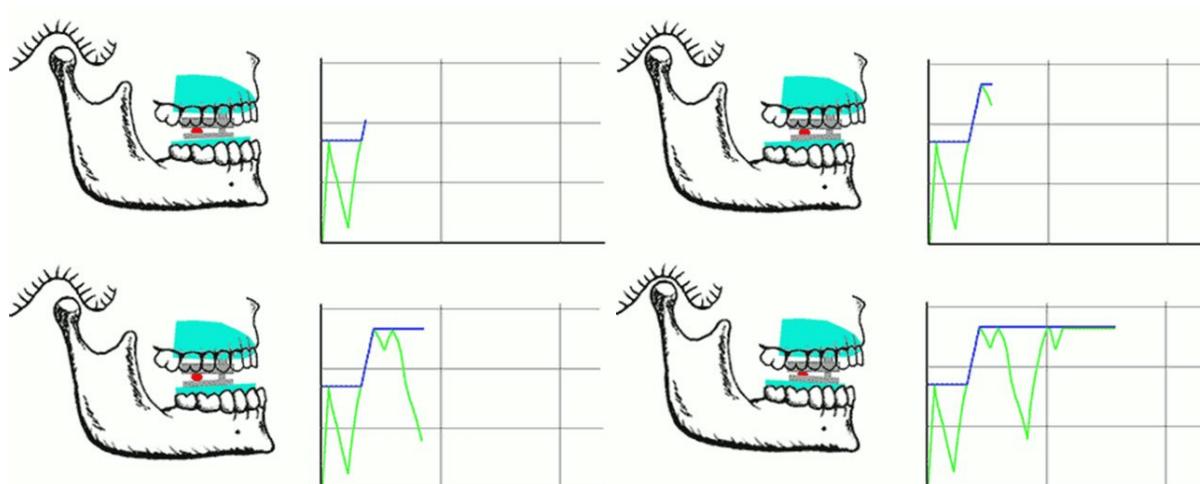


Abbildung 9: Darstellung der Funktionsweise des CentricGuides - Stützstift in Grau, Sensor in Rot, vertikaler Momentanwert grün, bisheriger Maximalwert blau (Bild mit Genehmigung von theratecc)

Mit dieser Art der Messung zielt dieses System nur darauf ab, die zentrische Kondylenposition zu finden und festzuhalten. Aussagen über Einschränkungen des Bewegungsspielraums, Asymmetrien oder Unregelmäßigkeiten der Mandibulabewegungen sind nicht möglich.

3.1.2 Geometrische Vorbetrachtung

Zur Demonstration der geometrischen Zusammenhänge wird in Inventor Professional 2020 (Autodesk, San Rafael, CA, USA) ein stark simplifiziertes Unterkiefermodell konstruiert, an dem ein Punkt posterior im dritten Quadranten P_3 und ein Punkt anterior im vierten Quadranten P_4 markiert wird. Dieses Modell wird dupliziert und anschließend um eine unbekannte Achse gedreht, die eine weiter geöffnete Position darstellen soll. Dabei entstehen die neuen Punkte P_3' und P_4' . Zur Orientierung ist in der ersten Skizze (Abbildung 10) zusätzlich ein simplifiziertes Oberkiefermodell eingefügt. Dieses wird aus Gründen der Übersichtlichkeit in den folgenden Abbildungen ausgeblendet.

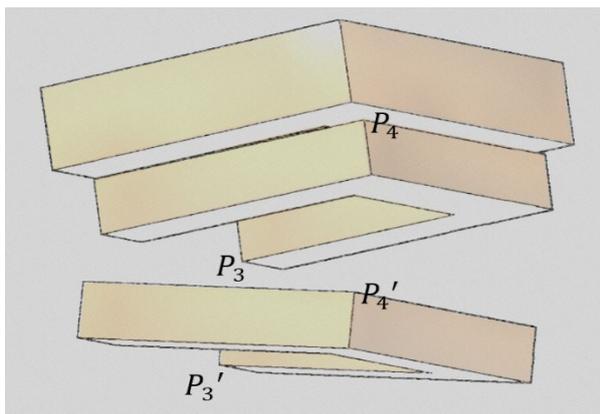


Abbildung 10: Inventormodell der Kieferöffnung

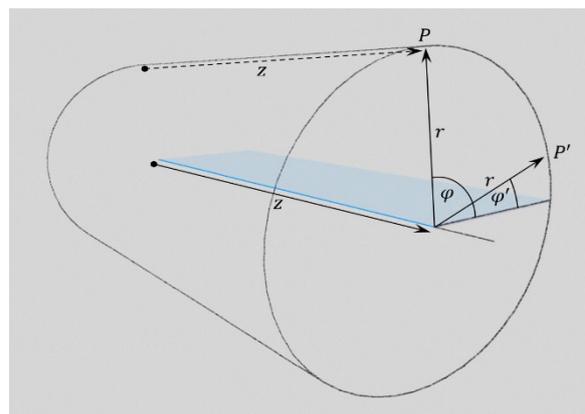


Abbildung 11: Rotation eines Punktes in einem zylindrischen Koordinatensystem

Um die Rotationsachse zu rekonstruieren, folgt man der Überlegung, dass sich bei Rotation eines Körpers alle Punkte nur auf einem Zylindermantel um diese Achse bewegen können. Diese Bewegung kann also am einfachsten in einem zylindrischen Koordinatensystem beschrieben werden. Folglich kann jeder Punkt über die drei Koordinaten z , φ und r eindeutig beschrieben werden. Dabei ist z der Abstand des Punktes zur Grundebene, welche senkrecht zur Rotationsachse steht. Innerhalb einer zur Grundebene parallelen Ebene werden die polaren Koordinaten durch den Winkel φ und den Radius r , also dem Abstand von der Rotationsachse, angegeben.

Da sich bei der Rotation nur der Wert für φ ändert, bleibt jeder Punkt P' in derselben, zur Grundebene parallelen Ebene wie P (Abbildung 11). Eine Ebene lässt sich über zwei beliebige linear unabhängige Spannvektoren, die Element eben dieser Ebene sind, und einen Stützpunkt definieren. Parallele Ebenen unterscheiden sich also nur hinsichtlich des Stützpunktes; die möglichen Spannvektoren und damit die Ausrichtung sind gleich. Deshalb werden je eine Gerade durch P_3 und P_3' , sowie durch P_4 und P_4' gezeichnet. Beide dieser Geraden sind folglich Element je einer Ebene, die zur Rotationsachse senkrecht ist, und diese Ebenen sind zueinander parallel. Deshalb können die Richtungsvektoren der beiden Geraden, in diesem Fall $\overrightarrow{P_3P_3'}$ und $\overrightarrow{P_4P_4'}$, als Spannvektoren einer gesuchten Ebene dienen. Dass die beiden Richtungsvektoren linear unabhängig sind, ist bei zufälliger Auswahl der Punkte sehr wahrscheinlich, da P_3 und P_4 einander hinsichtlich der φ -Komponente exakt gleichen müssten. Um Winkelfehler zu reduzieren, wird in Kenntnis der anatomischen Gegebenheiten ein Punkt posterior und ein Punkt anterior gewählt, womit eine möglichst große Differenz der Ausgangspunkte bezüglich φ angestrebt wird.

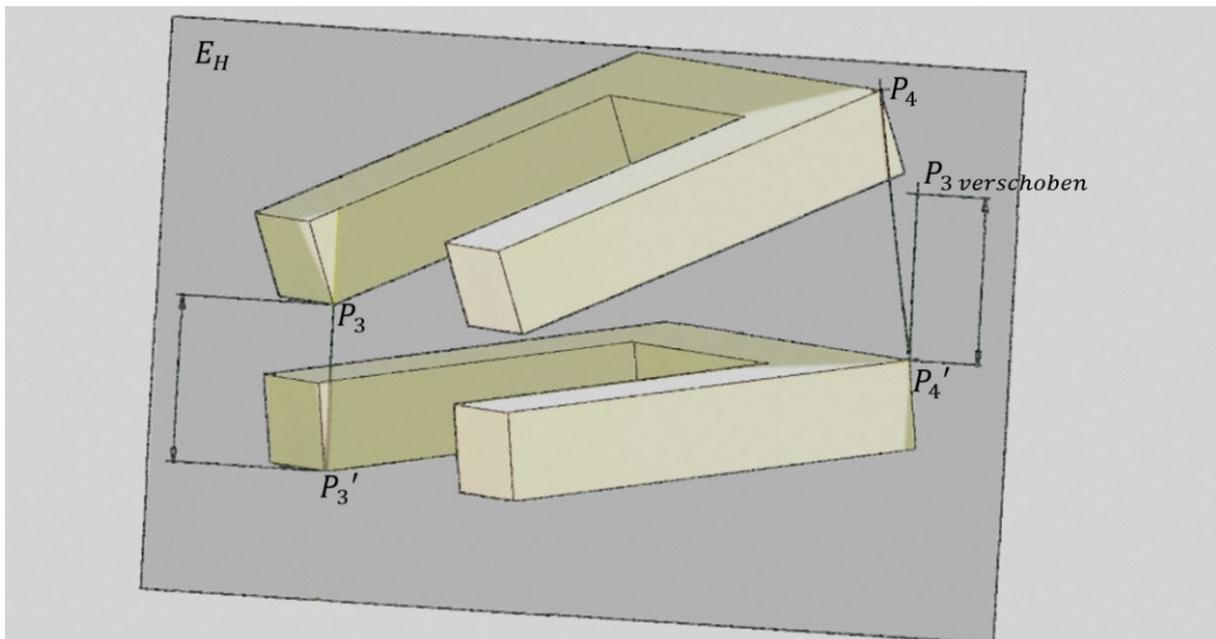


Abbildung 12: Zusammenführen der Spannvektoren mittels Hilfsebene

Innerhalb von Autodesk Inventor Professional 2020 wird für diesen Schritt zur geometrischen Veranschaulichung eine Hilfsebene E_H konstruiert, die durch P_3 , P_3' und P_4' aufgespannt wird. Innerhalb dieser Ebene E_H wird in einer Skizze die Strecke $\overrightarrow{P_3P_3'}$ um den Vektor $\overrightarrow{P_3'P_4'}$ parallel verschoben. Der dadurch neu entstandene Endpunkt der

verschobenen Strecke wird mit $P_3 \text{ verschoben}$ bezeichnet. Dazu werden die Längen der beiden Strecken gleichgesetzt und ein „parallel constraint“ angewendet. So werden die zuvor windschiefen Geraden in einem Stützpunkt P_4' vereinigt (Abbildung 12).

Die drei Punkte $P_3 \text{ verschoben}$, P_4 und P_4' definieren nun direkt, oder über die Richtungsvektoren $\overrightarrow{P_4'P_3 \text{ verschoben}}$, $\overrightarrow{P_4'P_4}$ und P_4' als Stützpunkt, die gesuchte Ebene E_{orth} , die senkrecht zur Rotationsachse steht. Dass $\overrightarrow{P_4'P_3 \text{ verschoben}}$ und $\overrightarrow{P_4'P_4}$ linear unabhängig sind, lässt sich dabei leicht grafisch erkennen, weil P_4' , P_4 und $P_3 \text{ verschoben}$ nicht auf einer Geraden liegen.

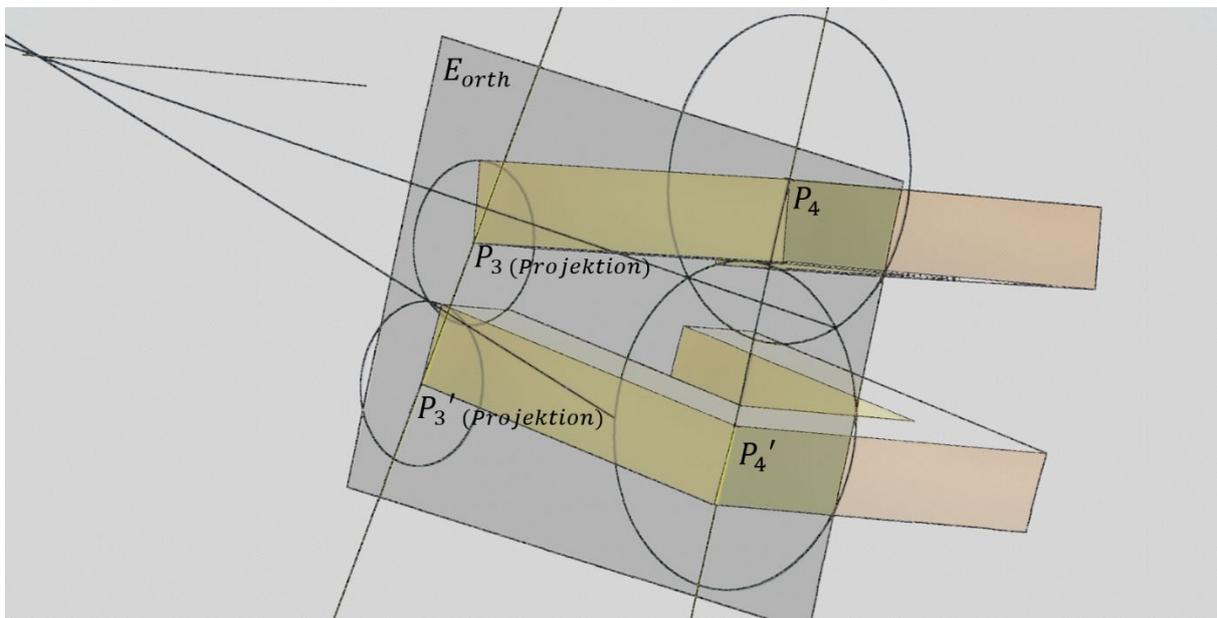
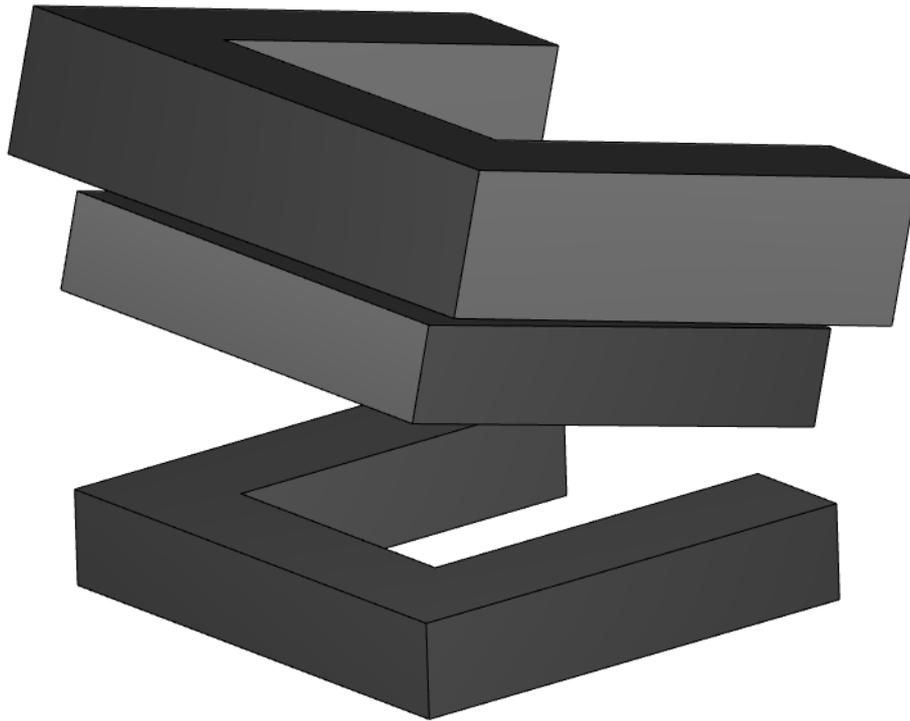


Abbildung 13: Geometrische Konstruktion der Rotationsachse

Im nächsten Schritt wird nun innerhalb dieser Ebene E_{orth} nach dem Stützpunkt der Rotationsachse gesucht. Da so das dreidimensionale geometrische Problem auf zwei Dimensionen reduziert wird, bedient man sich dem bekannten Vorgehen zur Bestimmung eines Kreismittelpunktes über den Schnittpunkt der Mittelsenkrechten zweier Sehnen. Obwohl unbekannt ist, ob die Strecken $\overline{P_3'P_3}$ und $\overline{P_4'P_4}$ Sehnen desselben Kreises sind, so ist jedoch bekannt, dass beide Kreise konzentrisch sein müssen, weshalb das Vorgehen dennoch angewendet werden kann. Dementsprechend wird $\overline{P_3P_3'}$ in die Ebene E_{orth} projiziert und es werden mit Hilfe von Kreisen um die Endpunkte der Strecken geometrisch die Mittelsenkrechten auf $\overline{P_4P_4'}$ und der projizierten Strecke $\overline{P_3P_3'}$ konstruiert. Im Schnittpunkt dieser befindet sich senkrecht zu E_{orth} die gesuchte Rotationsachse (Abbildung 13).



Interaktiver 3D-Inhalt 1: Alle Schritte der geometrischen Konstruktion^b

Zur anschaulichen Visualisierung sind alle Schritte zusätzlich als interaktives 3D-Modell eingebunden. Es kann per Dropdown-Menü zwischen verschiedenen voreingestellten Ansichten variiert sowie die Betrachtungsrichtung selbst frei gewählt werden.

3.2 Proband

Bei der Auswahl des Probanden wird darauf geachtet, dass die Registerschablonen rein dental getragen werden können und keine Zahnlockerungen vorliegen. Dadurch sollen zusätzliche Fehlerquellen wie die Resilienz der Schleimhaut bei gingivaler Lagerung und reduzierte Lagestabilität bei parodontaler Lagerung des CentricGuide ausgeschlossen werden. Der gefundene, freiwillige Proband zeigt keine Bewegungseinschränkungen des Kausystems, eine leichte Deviation nach links bei der Mundöffnung

^b Zum Aktivieren der 3D-Funktion in der Menüleiste des Acrobat Readers:
Bearbeiten>Einstellungen>3D&Multimedia>Wiedergabe von 3D-Inhalten und dem Dokument vertrauen

mit Knacken im rechten Kiefergelenk. Auf Parafunktionen, Habits oder Schmerzen gibt es keine Hinweise. Erst bei der manuellen Strukturanalyse können Schmerzen provoziert werden, wodurch der dorsolaterale, dorso-latero-kraniale und dorso-kraniale Belastungsvektor im rechten Gelenk aufgedeckt werden. Es besteht ein statischer Okklusalkvektor nach links-ventral, zu den Belastungsvektoren passende dynamische Okklusalkvektoren und keine Restriktionsvektoren.

3.3 Klinisches Vorgehen

Um die Schablonen für den CentricGuide herzustellen, werden Alginatabformungen (Hydrogum 5, Zhermack, Marl am Dümmer, Deutschland) der Ober- und Unterkiefer genommen, sowie eine arbiträre Gesichtsbogenübertragung (Artex, Amann Girrbach, Koblach, Österreich) durchgeführt. Auf den so einartikulierten Superhartgipsmodellen (SheraHard-Rock, Shera, Lemförde, Deutschland, Härte 320 MPa, Abbindeexpansion <0,10 %) werden die Registrierschablonen aus Sheratray (Shera, Lemförde, Deutschland) entsprechend der Herstellervorgaben hergestellt.



Abbildung 14: Vorbereitung

Dann wird gemäß der Software auf dem zugehörigen Tablet zunächst die Kalibrierung des Sensors vorgenommen. Anschließend im Schritt „Aufzeichnung“ führt der Proband selbstständig Bewegungen in jede mögliche Richtung aus: Protrusion, Retrusion, Laterotrusion beidseits und Kombinationsbewegungen daraus. Dabei ermittelt das Programm den maximal gemessenen Wert des Sensors – die kranialste Position.

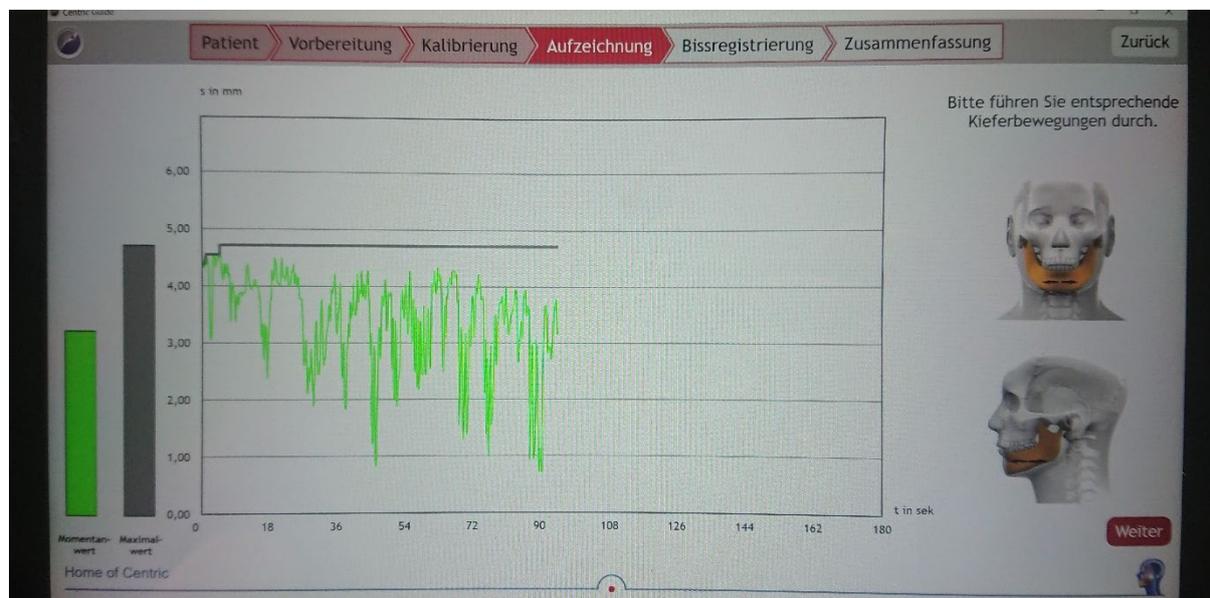


Abbildung 15: Aufzeichnung

Dieser bildet die Referenz für den Schritt „Bissregistrierung“ (Abbildung 16), in dem der Proband mit Blick auf den Bildschirm versucht, möglichst nah an den zuvor ermittelten Maximalwert heranzukommen. Der Zielbereich des Systems liegt laut Gebrauchsanweisung bei über 85 % des vorherigen Maximalwerts, 90 % werden als ideal angesehen. In dieser Position wird durch Blocken des Stoppers mit Luft aus der Spritze das Kreuzschiebetischen fixiert (Abbildung 14). Dieser Vorgang wird dreimal wiederholt und auf nur einen gemeinsamen zuvor im Schritt „Aufzeichnung“ ermittelten Maximalwert bezogen, um sie besser vergleichbar zu machen (Abbildung 16). Zu jedem der Registerate wird der erreichte Prozentwert dokumentiert, damit die Reproduzierbarkeit beurteilt werden kann. Also zum einen, ob der Proband in drei aufeinanderfolgenden Versuchen gleich nah an den Maximalwert herankommt und zum anderen, später in der Auswertung, wie nah diese Positionen beieinander liegen. Nach dem dritten Registrat wird der Schritt „Bissregistrierung“ in der Software abgeschlossen.

Damit später die individuelle Scharnierachse errechnet werden kann, wird dieses Vorgehen auf insgesamt drei verschiedenen Bisshöhen durchgeführt, und zwar mit 0 mm,

1,5 mm und 3 mm Sperrung im CentricGuide. Die Bissprerrung kann einfach mit den zum System gehörenden Distanzhilfen am Patienten geändert werden (siehe Abbildung 14 unten rechts). Dadurch ergeben sich neun zu vergleichende Bissregistratrate, drei pro Bisshöhe.



Abbildung 16: Bissregistrierung

Der ursprüngliche Versuchsaufbau mit direkter Digitalisierung der Kieferrelation intraoral (CS3500, Carestream, Stuttgart, Deutschland) musste leider verworfen werden, da die Scans von Ober- und Unterkiefer im Schritt der Modellverfeinerung / Rendering bis auf Kontakt (oder stellenweise sogar bis zur Durchdringung) zusammengeschoben wurden. Ein solcher Algorithmus mag geeignet sein, um kleine Ungenauigkeiten bzw. iatrogene Fehler bei Bissregistraten in maximaler Interkuspitation auszugleichen, führte aber hier zu einer Veränderung der gewünschten zentrischen Kieferrelation in unbekannter Richtung und Größe. Einem Anwenderbericht zufolge ist dieser Weg der direkten intraoralen Digitalisierung hingegen möglich und verlässlich (Wagner, 2020). Leider fehlt dabei der Verweis auf den verwendeten Intraoralscanner bzw. die zugehörige Software, die unveränderte Registratrate auch von Positionen ohne Zahnkontakt erlaubt.

Daher wurde der Ablauf hin zu einer indirekten Digitalisierung abgeändert. Dazu werden die Bissregistratrate mit Colorbite D (Zhermack, Marl am Dümmer, Deutschland, Härte 45 Shore D, Lineare Dimensionsstabilität >99,95 %) konventionell hergestellt und, um Fehler zu reduzieren, im Labor auf Impressionen der Höckerspitzen reduziert. Mit diesen Registraten wurde das Unterkiefermodell in den verschiedenen Positionen

in den Artikulator (Artex CR, Amann Girrbach, Koblach, Österreich) übertragen. Diese neun Kieferrelationen werden im Laborscanner (S900 ARTI, Zirkonzahn, Gais, Italien, Scanpräzision $\leq 10 \mu\text{m}$) digitalisiert. Dazu werden die Ober- und Unterkiefermodelle je einmal gescannt und alle neun Kieferrelationen mittels „Artikulator Overview“ als STL-Dateien zur Weiterverarbeitung gespeichert. Die Längeneinheit der gescannten Dateien ist Millimeter.

Da während der Auswertung der Messwerte die in Kapitel 3.1 getroffene Vorannahme (3) widerlegt wird und sich die Annahme (2) als nur eingeschränkt zutreffend herausstellt, wird eine weitere Versuchsreihe mit modifiziertem Ablauf vorgenommen. Dazu wird dem Probanden das laut CentricGuide beste Registrat aus der Serie mit 0 mm Bissperrung (Tabelle 6: R1) im Mund positioniert, um eine muskuläre Gewöhnung an diese Position zu erreichen. Der Proband wird über die Art der Öffnungsbewegung instruiert und gebeten, einige Male innerhalb des Rotationsbereiches zu öffnen und zu schließen, um zu kontrollieren, dass er wieder entspannt in die Position des Registrates zurückfindet. Währenddessen wird durch Tasten der Kiefergelenkköpfchen sichergestellt, dass eine reine Rotationsbewegung ohne ein- oder beidseitige Protrusion eingeübt wird.

Anschließend wird der Proband gebeten, wie zuvor eingeübt, selbstständig zu öffnen. Um die geöffnete Position nicht iatrogen zu verändern, werden die Registerate vorsichtig mit einer Pinzette aus dem Mund genommen und ein Keil aus additionsvernetztem Silikon (Sheratandem 85, Shera, Lemförde, Deutschland, Härte 85 Shore A) passiv zwischen den Schneidekanten positioniert, um den Probanden dabei zu unterstützen, während der Abbindezeit des Registriermaterials, die Position zu halten. Als Registratmaterial wird hier Artikulationsgips (Sheraarti-quick, Shera, Lemförde, Deutschland, Härte 90 MPa, Abbindeexpansion $< 0,03 \%$, 20 g Pulver, 6 ml Wasser) mit einer Einzelspritze zwischen die Zahnreihen gegeben. Dieses Material wird auf Grund der größeren Bissperrung gewählt, da bei der hier entstehenden Registratstärke mit einem nicht elastischen Material mögliche Fehler beim Einartikulieren reduziert werden sollten. Mit jedem Registrat wird die schaukelfreie, eindeutige Repositionierbarkeit der Modelle überprüft. Das Vorgehen wird wiederholt, bis drei suffiziente Registerate vorliegen. Das Einartikulieren und Scannen erfolgt wie zuvor beschrieben.

3.4 Digitale Weiterverarbeitung

Diese Datensätze werden anschließend in MeshLab (Visual Computing Lab, Istituto di Scienza e Tecnologie dell'Informazione „A. Faedo“) importiert. MeshLab bietet als F/OSS (Free and open Software) den Vorteil, dass es verschiedenen Forschergruppen erleichtert, wissenschaftliche Abläufe zu wiederholen und damit die Reproduzierbarkeit und Transparenz erhöht (Cignoni *et al.*, 2008).

Mit der Align-Funktion werden alle Kieferrelationen und im nächsten Schritt die damit verbundenen Unterkieferpositionen mit dem Oberkiefermodell übereingebracht. Dabei erfolgt die grobe Ausrichtung jeweils mit „Point Based Glueing“, indem manuell korrespondierende Punkte in den beiden zutreffenden Meshes ausgewählt werden. Mittels „iterative closest point“-Algorithmus (ICP) werden sie anschließend mit einer Genauigkeit von 5 µm in Kongruenz gebracht (siehe „Target Distance“ Tabelle 5).

Durch „Normal Equalized Sampling“ werden die Beispielpunkte (Samples), die für die Berechnung verwendet werden, nicht räumlich gleichmäßig verteilt, sondern gleichmäßig in Hinblick auf die Normalenvektoren der Tessellationsfacetten. Das bedeutet im vorliegenden Fall, dass die Sampleddichte beispielsweise inzisal größer wird als labial. Dadurch wird

Sample Number	2000
Minimal Starting Distance	10 mm
Target Distance	0,005 mm
Max Iteration Number	75
Normal Equalized Sampling	enabled
MSD Reduce Factor	0,8
Sample Cut High	0,75
Rigid Matching	enabled

Tabelle 5: ICP-Parameter

die Berechnung ressourcenschonender, da sie eine Genauigkeit erreicht, die bei räumlicher Gleichverteilung mehr Samples erfordern würde. „Rigid Matching“ erlaubt nur Translation und Rotation, um eine Überlagerung der Modelle zu erzielen. Dadurch werden Verzerrungen verhindert und auch die Skalierung bleibt erhalten.

Um die globalen Koordinaten bestimmter Punkte zu extrahieren, wird das Oberkiefermodell mit jeder Unterkieferposition jeweils mit der Merge-Funktion (Rechtsklick im Layers Bereich → Flatten Visible Layers) als neues Mesh gerendert. Dabei werden dieselben Datensätze für Ober- und Unterkiefer verwendet, um in den zusammengeführten Meshes exakt dieselben Punkte identifizieren zu können. Es werden folgende anatomische Referenzpunkte definiert:

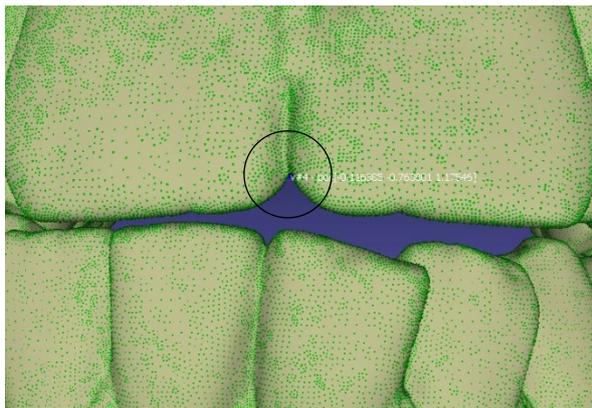


Abbildung 17: Median zwischen den OK-Inzisivi (median max)

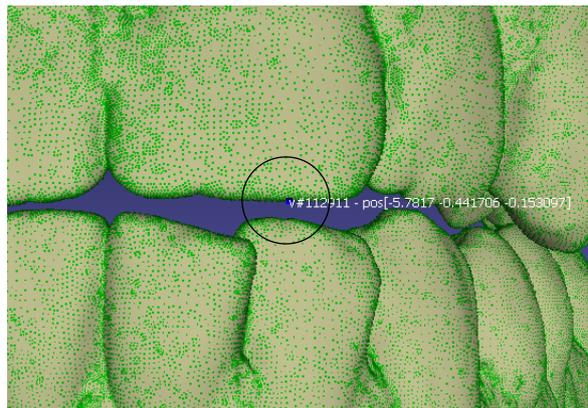


Abbildung 18: Inzisalkante von 21 (inzisal 21)

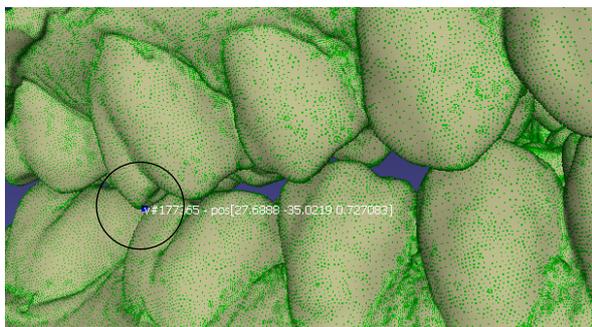


Abbildung 24: Distobukkale Höckerspitze von 16 (db HSKP 16)

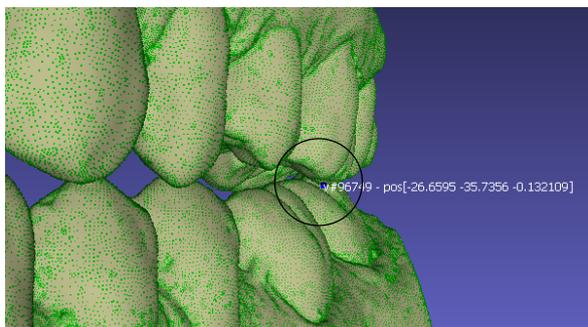


Abbildung 23: Distobukkale Höckerspitze von 26 (db HKSP 26)

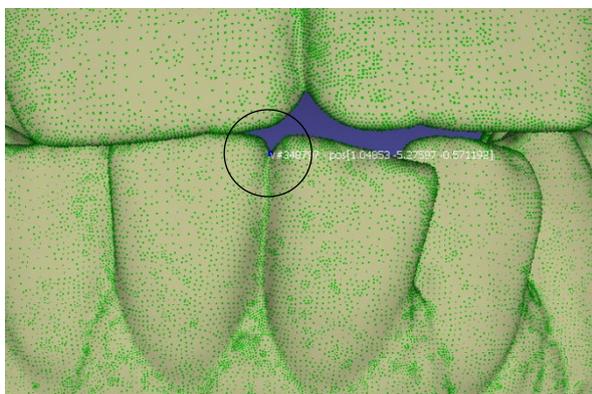


Abbildung 19: Median zwischen den UK-Inzisivi (median mand)

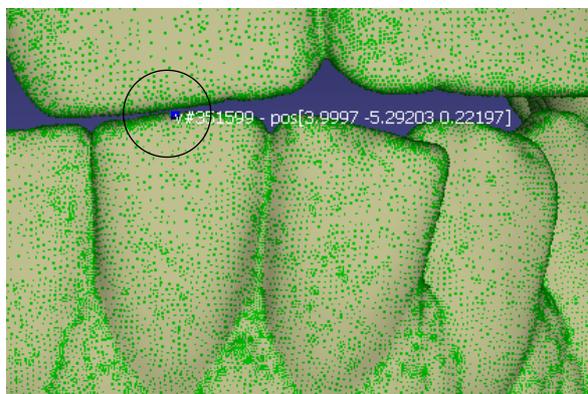


Abbildung 20: Inzisalkante von 41 (inzisal 41)

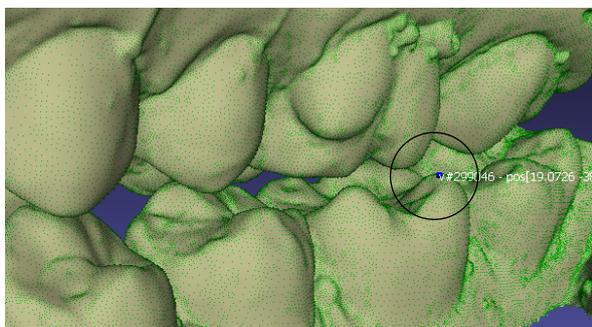


Abbildung 21: Distolinguale Höckerspitze von 46 (dl HKSP 46)

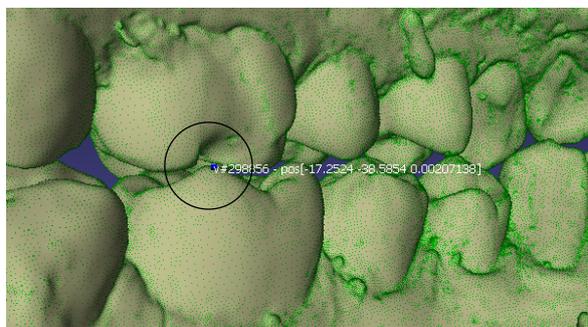


Abbildung 22: Distolinguale Höckerspitze von 36 (dl HKSP 36)

Die Koordinaten der acht Punkte werden für alle neun Bissregistrare in Tabellen (Excel, Microsoft Office Professional Plus 2016, Redmond, WA, USA) dokumentiert (siehe Kapitel 6.2 „Rohdaten“ im Anhang). Um die Werte besser vergleichbar und auswertbar zu machen, erfolgt mit einer selbstgeschriebenen Funktion anschließend für jedes Bissregistrat die entsprechende Koordinatentransformation in Matlab R2020a (MathWorks, Natick, MA, USA) hin zu folgendem kartesischem Koordinatensystem: Die xy-Ebene sei eine OK-Okklusionsebene durch die distobukkale Höckerspitzen der Sechsjahrmolaren und die Schneidekante von 21. Der Koordinatenursprung sei der Lotfußpunkt von $P_{median\ max}$ auf der xy-Ebene. Die y-Achse sei die Sagittale und verläuft durch den Koordinatenursprung und den Mittelpunkt zwischen $P_{db\ HKSP\ 16}$ und $P_{db\ HKSP\ 26}$. Die x-Achse bildet die Transversale und die z-Achse die Vertikale, wobei die Achsen nach rechts, ventral und kranial positiv sind und ein rechtshändiges Koordinatensystem bilden. Die Skalierung der Längen bleibt unverändert.

Diese nun auf dieselbe Referenz normierten Punkte werden anschließend dafür genutzt, die metrische Auswertung der Kieferrelationen in Kapitel 4.2 zu generieren. Im Anschluss an diese Beurteilung der Reproduzierbarkeit erfolgt nach dem in Kapitel 3.1.2 vorgestellten Prinzip die Berechnung der Scharnierachsen. Dazu werden immer zwei Beispielpunkte des Unterkiefers (Abbildung 19 bis 22) aus einem Registrat mit den gleichen Punkten aus einem anderen Registrat verrechnet. Mithilfe von verschiedenen, dafür programmierten Funktionen können so in Matlab alle möglichen Achsen berechnet werden, die sich aus der Relation von Registraten verschiedener Bisshöhen zueinander ergeben. Eine ausführliche Dokumentation der Funktionen inklusive der mathematischen Hintergründe ist im Anhang (Kapitel 6.4) zu lesen.

4 Ergebnisse

4.1 Beurteilung der Position von Kondylus und Diskus in DVT und MRT

Will man die Güte eines Messverfahrens beurteilen, sollte zum einen die Reproduzierbarkeit, also die Präzision bestimmt werden. Diese zeigt die Streuung der Messwerte, welche durch zufällige Fehler entstehen. Zum anderen ist die Richtigkeit von Bedeutung, die den systematischen Fehler angibt und damit, wie nah der Messwert am wahren Wert liegt. Erst aus beiden zusammen lässt sich eine Aussage über die Genauigkeit treffen.

Um die absolute Position der Strukturen im Kiefergelenk zu beurteilen, sind DVT und MRT die bildgebenden Verfahren erster Wahl. Die DVT zur Beurteilung der Kondylenposition und die MRT zur Beurteilung der Position und Form des Diskus (Bumann, 2021b). Deshalb wird exemplarisch eine mit dem CentricGuide gefundene zentrische Position auf beide Arten untersucht. Die Bissperrung mit den Distanzhilfen betrug in diesem Fall 2 mm. Der Proband behält dasselbe Bissregistrator sowohl für die Dauer der DVT- (CS9300, Carestream, Stuttgart, Deutschland, 85 kV, 8,0 mA, 10,3 s, Voxel 250 μ m, FOV 17x11 cm) als auch MRT-Aufnahme (Magnetom Prisma, Siemens, München, Deutschland, 3 Tesla, Voxel 800 μ m) zwischen den Zähnen.

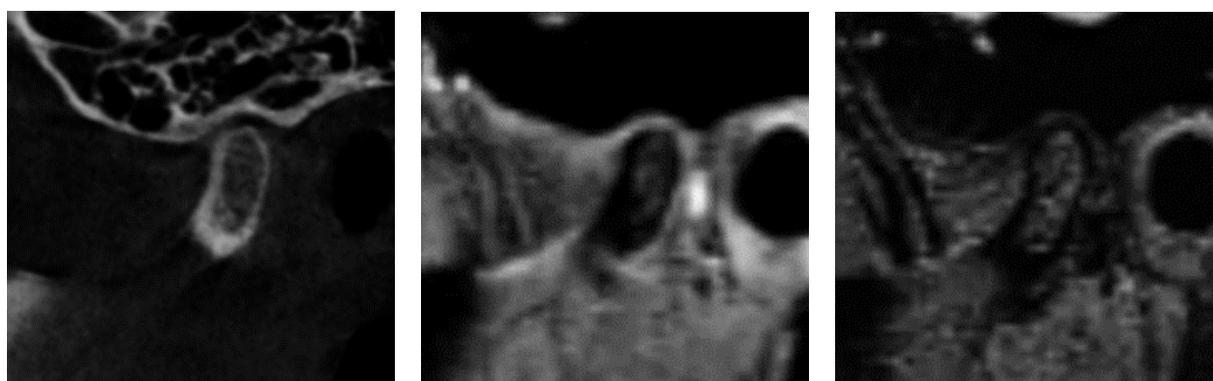


Abbildung 25: Linkes Gelenk, laterale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2

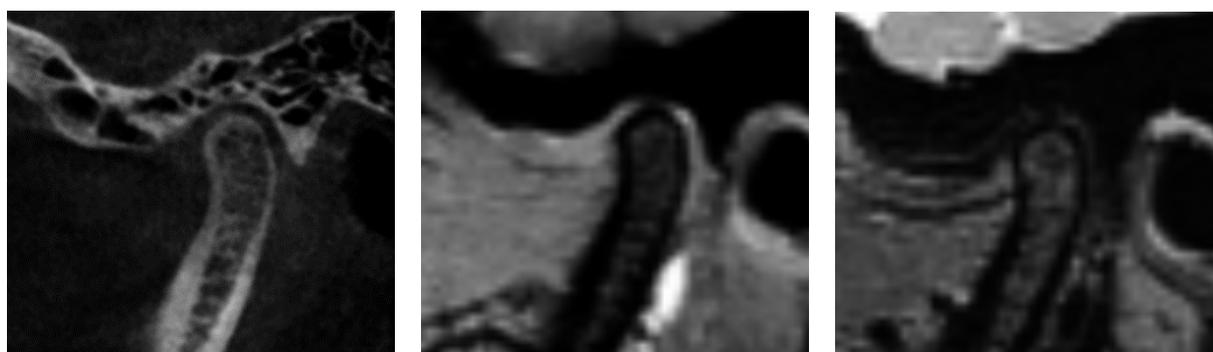


Abbildung 26: Linkes Gelenk, zentrale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2



Abbildung 27: Linkes Gelenk, mediale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2

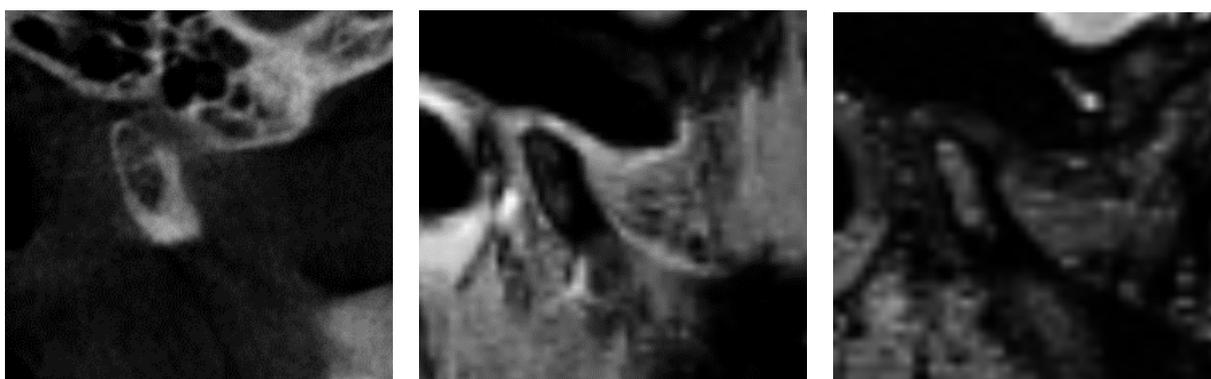


Abbildung 28: Rechtes Gelenk, laterale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2



Abbildung 29: Rechtes Gelenk, zentrale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2



Abbildung 30: Rechtes Gelenk, mediale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2

In der DVT-Aufnahme und der T1-Gewichtung der MRT-Aufnahme ist die zentrische Lage beider Kondylen in den Fossae zu erkennen. Der linke Kondylus zeigt eine normale Form, während der rechte Kondylus kranio-ventral abgeflacht ist. Wie in der T2-Gewichtung sichtbar wird, liegt in der zentralen und medialen Schicht des linken Gelenks eine physiologische Kondylus-Diskus-Relation vor, während im lateralen Anteil eine Tendenz zur anterioren Diskusverlagerung mit biplanarer Abflachung der Pars posterior erkennbar ist. In der T2-Gewichtung des rechten Gelenks zeigt sich eine anteriore Diskusverlagerung in allen drei Schichten. Die keilförmige Abflachung der Pars posterior ist am deutlichsten in der zentralen Schicht. Medial und lateral liegt eine Fibrosierung der bilaminären Zone als Mechanismus der progressiven Adaptation vor, was Ursache für die Schmerzfreiheit des Probanden zu sein scheint.

In der vom CentricGuide gefundenen Position liegen also beide Kondylen mittig in den knöchernen Fossae. Dennoch stellt der CentricGuide nur ein Hilfsmittel dar und entbindet den Behandler nicht von einer sorgfältigen funktionellen Diagnostik. Besteht wie im vorliegenden Fall eine anteriore Diskusverlagerung, ist es Aufgabe des Behandlers, die therapeutische Kieferrelation festzulegen, wenn möglich den Diskus zu reponieren und in physiologischer Position zu stabilisieren. Das kann der CentricGuide allein nicht sicher leisten.

4.2 Reproduzierbarkeit der mit CentricGuide gefundenen Positionen

Zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit, der mit Hilfe des CentricGuides ermittelten Kieferrelationen, werden im nächsten Schritt in Tabelle 6 nur die transformierten Koordinaten der Unterkieferpunkte ausgewertet, da sich diese zwischen den Registraten unterscheiden. Eine Tabelle mit den vollständigen Rohdaten findet sich im Anhang. Zunächst werden die Absolutwerte der OK-UK-Relation der jeweils drei Registerate einer Bisshöhe nebeneinander dargestellt. Betrachtet werden die Positionen des Unterkiefers im Verhältnis zum Oberkiefer in allen drei Raumrichtungen sowohl in der Front als auch in der Region der ersten Molaren, zusätzlich drei Winkel im Raum.

Danach wird auf jeder Bisshöhe das Registrat mit dem höchsten Prozentwert im CentricGuide (vgl. S. 61) – also die Position, die der Zentrik am nächsten liegt – als Referenz genutzt, um die anderen beiden Registerate damit zu vergleichen. In diesem letzten Schritt erfolgt eine Rundung auf zwei Nachkommastellen.

0 mm Bissperrung

	Vergleich der Absolutwerte (in mm)				Abweichung von bester Messung	
	R1 100%	R2 97%	R3 97%		R2 vs R1	R3 vs R1
	Mittellinienabweichung	1,057	1,164	0,640	nach rechts	0,11 mm
Overjet (sagittale Stufe)	4,591	4,649	4,361		0,06 mm	-0,23 mm
Overbite (vertikal)	0,170	0,288	0,214		0,12 mm	0,04 mm
transversale Abweichung der 6er ^A	0,334	0,454	0,043	nach rechts	0,12 mm	-0,29 mm
sagittale Abweichung der 6er ^B	0,421	0,446	0,384	46 weiter distal	0,02 mm	-0,04 mm
vertikale Differenz der 6er ^C	0,066	0,117	0,137	46 weiter apikal	0,05 mm	0,07 mm
Schwenkung in der Horizontalen ^D	1,33°	1,41°	1,21°	nach rechts	0,08°	-0,12°
seitliche Neigung ^E	0,10°	0,18°	0,22°	46 weiter apikal	0,08°	0,11°
Kieferöffnung ^F	0,79°	0,54°	0,51°		-0,25°	-0,27°

1,5 mm Bissperrung

	Vergleich der Absolutwerte (in mm)				Abweichung von bester Messung	
	R4 89%	R5 87%	R6 91%		R4 vs R6	R5 vs R6
	Mittellinienabweichung	0,815	0,944	0,895	nach rechts	-0,08 mm
Overjet (sagittale Stufe)	4,927	5,277	5,310		-0,38 mm	-0,03 mm
Overbite (vertikal)	-1,599	-1,472	-1,566	offen	-0,03 mm	0,09 mm
transversale Abweichung der 6er ^A	0,298	0,210	0,228	nach rechts	0,07 mm	-0,02 mm
sagittale Abweichung der 6er ^B	0,338	0,461	0,425	46 weiter distal	-0,09 mm	0,04 mm
vertikale Differenz der 6er ^C	0,010	0,197	0,162	46 weiter apikal	-0,15 mm	0,03 mm
Schwenkung in der Horizontalen ^D	1,07°	1,46°	1,34°	nach rechts	-0,27°	0,12°
seitliche Neigung ^E	0,02°	0,31°	0,26°	46 weiter apikal	-0,24°	0,05°
Kieferöffnung ^F	1,95°	1,69°	1,92°		0,03°	-0,24°

3 mm Bissperrung

	Vergleich der Absolutwerte (in mm)				Abweichung von bester Messung	
	R7 83%	R8 80%	R9 70%		R8 vs R7	R9 vs R7
	Mittellinienabweichung	3,075	3,013	1,480	nach rechts	-0,06 mm
Overjet (sagittale Stufe)	4,906	5,224	5,675		0,32 mm	0,77 mm
Overbite (vertikal)	-3,340	-3,194	-3,345	offen	0,15 mm	0,00 mm
transversale Abweichung der 6er ^A	2,059	2,081	0,721	nach rechts	0,02 mm	-1,34 mm
sagittale Abweichung der 6er ^B	0,604	0,561	0,471	46 weiter distal	-0,04 mm	-0,13 mm
vertikale Differenz der 6er ^C	-0,322	-0,217	-0,045	36 weiter apikal	0,10 mm	0,28 mm
Schwenkung in der Horizontalen ^D	1,91°	1,77°	1,49°	nach rechts	-0,14°	-0,42°
seitliche Neigung ^E	-0,51°	-0,34°	-0,07°	36 weiter apikal	0,17°	0,44°
Kieferöffnung ^F	2,85°	2,51°	2,94°		-0,34°	0,09°

R1 bis R9 steht für Registrat 1 bis 9

Tabelle 6: Auswertung der Kieferrelationen

In den Abbildungen 31 bis 33 werden alle Kategorien aus Tabelle 6 (außer den ersten drei, die hinlänglich bekannt sind) dargestellt. Dabei sind grau gestrichelt zu den Achsen parallele Hilfslinien eingeblendet. Die „transversale Abweichung der 6er“ (Abbildung 31: A) gibt die transversale Abweichung des Mittelpunktes zwischen 36 und 46 von der Oberkiefermedianebene an. Die „sagittale Abweichung der 6er“ (Abbildung 31: B) ist ein sagittaler Symmetrievergleich und gibt den sagittalen Abstand der UK-Sechsjahrmolaren von ihrem Mittelpunkt M_{36-46} nach mesial bzw. distal an. Die „vertikale Differenz der 6er“ (Abbildung 32: C) ist der Höhenunterschied zwischen den ersten Molaren im Unterkiefer bezüglich der OK-Oklusionsebene. Die „Schwenkung in der Horizontalen“ (Abbildung 31: D) und die „seitliche Neigung“ (Abbildung 32: E) bieten eine andere Darstellungsweise der „sagittalen Abweichung der 6er“ und der „vertikalen Differenz der 6er“. „Kieferöffnung in Grad“ (Abbildung 33: F) trifft wie der Overbite eine Aussage über die vertikale Relation.

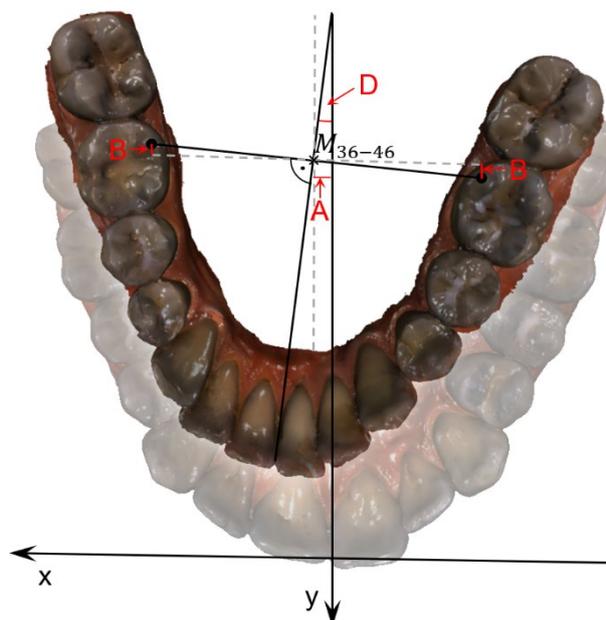


Abbildung 31: Okklusale Ansicht

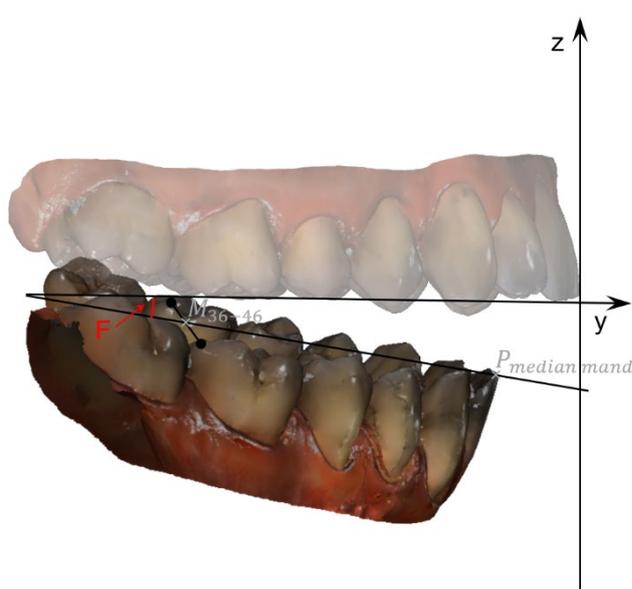


Abbildung 33: Laterale Ansicht

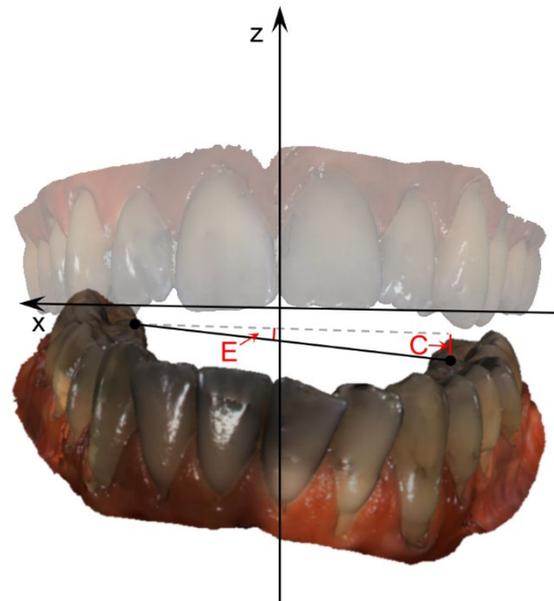


Abbildung 32: Frontale Ansicht

Um die Ergebnisse korrekt einordnen zu können, ist zu beachten, dass sich die Bissperrung gemäß *Herstellungsanleitung Messschablonen* „zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren befindet“ (theratecc, 2016, S. 6). Geläufigere Angaben in der Zahnmedizin beziehen sich auf die Situation im Artikulator (Stützstiftveränderung) oder die klinischen Parameter Schneidekantendistanz (SKD) bzw. Overbite. Die SKD gibt die direkte Entfernung zwischen den Schneidekanten der antagonisierenden Frontzähne an (kann dadurch auch eine sagittale Komponente enthalten), während der Overbite sich lediglich auf die vertikale Differenz bezieht. Bei weiter Mundöffnung oder geringem Overjet unterscheiden sich Overbite und SKD also kaum. Wegen der geringen Mundöffnung und des großen Overjets ist die SKD hier jedoch kein aussagekräftiger Parameter, wie in Tabelle 7 zu sehen ist. Der Overbite findet typischerweise in der Kieferorthopädie oder Prothetik Anwendung, um eine Bissituation zu beschreiben. Die SKD wird, insbesondere als maximale SKD im Rahmen funktionsanalytischer Befundung, klinisch erhoben. Allen drei, dieser Maße für die vertikale dentale Relation, ist gemein, dass sie vom Betrag größer sind als der im CentricGuide eingestellte Wert, da sie weiter anterior erhoben werden und damit weiter von der Scharnierachse entfernt sind. Um auf die Veränderung am Stützstift zu kommen, ist auf der letzten Seite der Herstellungsanleitung der Faktor zwei als Richtwert angegeben, der allerdings je nach Artikulator variieren kann.

Parameter	R1-R4	Differenz (Betrag)	Faktor
Sperrung im CentricGuide	0mm - 1,5mm	1,5mm	1,0
Overbite	0,2mm - (-1,6)mm	1,8mm	1,2
SKD (gemessen in MeshLab)	4,5mm - 5,1mm	0,6mm	0,4
Stützstift	0mm - 2,4mm	2,4mm	1,6

Tabelle 7: Beispiel zur Verdeutlichung (Vergleich R1 mit R4)

Bei diesem Probanden ist eine Mittellinienabweichung nach rechts festzustellen. Die Werte liegen für die niedrigeren beiden Bisshöhen in einem gemeinsamen Bereich, weichen jedoch bei drei Millimeter Sperrung plötzlich stärker nach rechts ab. Da ein Knacken im rechten Kiefergelenk besteht, das auf eine anteriore Diskusverlagerung mit Reposition hindeutet, ist es denkbar, dass sich der Diskus auf dieser Bisshöhe an

der Grenze zur Reposition befindet. Normalerweise wird die Reposition an einem gewissen Punkt der Protrusion verortet, jedoch ändern sich auch in der reinen Rotationsbewegung die Weichgewebsverhältnisse zwischen Fossa und Kondylus, da die beiden Gelenkanteile nicht im Sinne eines idealtypischen Walzengelenkes formkongruent ineinanderlaufen. Kam es jedoch im ersten Schritt „Aufzeichnung“ (siehe S. 61), bei dem alle möglichen Unterkieferbewegungen auf der Bisshöhe ausgeführt werden, an einem Punkt auch auf dieser Bisshöhe zur Diskusverlagerung, kann daraus ein geringerer Gelenkspalt auf der betroffenen Seite resultieren, die der Sensor als Maximum registriert, da es eine kranialere Position darstellt. Im folgenden Schritt „Bissregistrierung“ (siehe S. 62) sucht der Proband selbstständig, unter Beobachtung des Momentanwertes im Sinne eines Biofeedbacks, die Position mit dem Maximalwert. Dabei gehen die Patienten normalerweise mit kleineren Bewegungen vor als im vorherigen Schritt. Kommt der Proband also aus einer Position, in der der Diskus repositioniert ist, ist es möglich, dass er durchaus selbst in der Zentrik mit physiologischer Kondylus-Diskus-Relation seinen vorherigen Maximalwert nicht erreicht. Besonders wenn der Proband unter Beobachtung des Momentanwertes angestrongter versucht, den Maximalwert zu erreichen, kann durch eine Anspannung der Kaumuskulatur ein kranio-ventraler Kraftvektor entstehen, der eine dynamische Kompression bei inkursiver Bewegung initiiert und dadurch auch in einer dorsaleren Position als im Schritt „Aufzeichnung“ die physiologische Kondylus-Diskus-Relation erhält. Dass bei keinem der drei Registrate mit drei Millimeter Bissperrung der vom Hersteller empfohlene Prozentwert von 85 % erreicht wurde und die vertikale Differenz der 6er bei R7 und R8 größer ist als bei den anderen Bisshöhen, kann als stützendes Indiz angesehen werden.

Die transversale Abweichung des Mittelpunktes zwischen den ersten Unterkiefermolaren M_{36-46} von der Oberkiefermedianebene passt zu den Werten der Mittellinienabweichung. Sie ist in allen Fällen wie erwartet geringer als diese, da die Region näher am Rotationszentrum, also dem ruhenden Kondylus, liegt. Dieser biomechanische Zusammenhang ist auch bei den Differenzen zwischen R3 und R1 zu erkennen. Lediglich die Differenz zwischen R9 und R7 bildet eine Ausnahme: 1,6 mm Lateralbewegung anterior bei 1,3mm Lateralbewegung posterior. Diese Werte lassen sich als Immediate Sideshift deuten, der bei der mutmaßlichen muskulären Anstrengung oder Diskusverlagerung entweder bei R7 und R8 oder R9 vorlag. In Zusammenschau mit den

Kieferrelationen von R1–R6 in MeshLab kann R9 am ehesten als Fortführung der Öffnungsbewegung der anderen Registrare gesehen werden. Alle anderen Differenzen transversal liegen bei maximal 0,12 mm und sind damit im Bereich der physiologischen Resilienz der Kiefergelenksstrukturen (Bumann, 2021a).

Bei Betrachtung der sagittalen Relation liegen mit Ausnahme des Ausreißers R9 diejenigen Positionen am weitesten distal, die prozentual am nächsten an dem anfangs bestimmten Maximalwert im CentricGuide sind. Die Kieferrelation R2 ist laut Tabelle zwar 60 µm weiter distal als R1, jedoch bleibt die Resilienz der bilaminären Zone zu berücksichtigen, und dass die aktuelle Definition der zentrischen Kondylenposition nicht mehr die retraleste, sondern die kranio-ventralste Position vorsieht. Anhand der anderen Registrare wird deutlich, dass der protrusive Spielraum natürlich deutlich größer ist als die Freiräume zur Retrusion aus der Zentrik.

Betrachtet man die Reproduzierbarkeit in der Horizontalebene, so liegen abgesehen von dem Ausreißer R9 alle Positionen im Frontzahnbereich transversal oder sagittal weniger als 0,42 mm von der entsprechenden, besten Position entfernt, die meisten davon sogar nur 0,11 mm oder weniger. Im Hinblick auf Winkel bleiben die Abweichungen in allen drei Rotationsrichtungen unter 0,5°, für über die Hälfte der Werte sogar unter 0,2°. Dabei ist zu bedenken, dass die Reproduzierbarkeit nicht nur auf das CentricGuide System an sich zu beziehen ist. Der Proband wird nicht passiv durch den CentricGuide in die Zentrik geführt, sondern das System stellt lediglich ein Mittel dar, das dem Probanden helfen soll, die zentrische Position zu finden, indem es diese Position simultan bewertet. D. h. die Reproduzierbarkeit hängt auch in entscheidendem Maße vom taktilen Feingefühl, dem motorischen Geschick und der Compliance des Probanden ab.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Herstellerempfehlungen bewusst übergangen, um eine mögliche Erweiterung des Indikationsspektrums von der Bestimmung der zentrischen Kieferrelation hin zur virtuellen, individuellen Scharnierachsenbestimmung zu erproben. Legt man die Kriterien des Herstellers an, so würden einige der Messungen herausfallen. Bei null Millimeter Bissperrung war in der weiten Laterotrusion nicht in allen Positionen eine Bewegung ohne Zahnkontakt möglich. Um den zentrischen Bereich herum lagen jedoch keine störenden okklusalen Interferenzen vor. Bei 1,5 mm Bissperrung war diese Voraussetzung erfüllt. Also ist mit drei Millimetern schon die

empfohlene minimale Sperrung überschritten. Dem Probanden war es innerhalb von drei Versuchen hier nicht möglich, die empfohlenen 85 % des anfänglichen Maximalwertes zu erreichen.

Wie schon eingangs erwähnt, korrelieren die Werte für den Overbite mit der eingestellten Bissperrung. Die Schwankung ist mit Differenzen unterhalb von 0,15 mm erwartungsgemäß gering.

Die Konstruktionsweise der Messschablonen sieht keinen Spielraum in vertikaler Richtung vor und die Differenzen liegen im Bereich der physiologischen Zahnbeweglichkeit, selbst bei R9.

Im nebenstehenden Diagramm sind Overjet und Overbite gegeneinander aufgetragen. Die Ansicht ist so gewählt, dass sie einem Profil von rechts entspricht, analog zum Fernröntgenseitenbild. Zu sehen sind drei Cluster mit je drei Punkten (von oben nach unten: 0 mm, 1,5 mm, 3 mm Bissperrung). Erwartungsgemäß zeigt die Ausgleichsgerade eine Distalisierung bei der Öffnung. Biomechanisch korrekt müsste es ein Kreisbogen sein, jedoch ist der Unterschied zwischen einer Geraden und einem Kreisbogen bei kleinen Öffnungswinkeln (max. Differenz R9–R3: 2,43°) zu vernachlässigen. Nichtsdestotrotz

ist die Aussage von ca. 1 mm Vergrößerung des Overjets pro 3 mm Öffnung im Frontzahnbereich auch von therapeutischer Relevanz, sowohl in der Prothetik, als auch in der Kieferorthopädie. Besonders bei CMD-Fällen, bei denen die habituelle Bisslage so verschoben ist, dass in der Zentrik eine Tête-à-Tête-Stellung (besonders im Molarenbereich) resultiert, entsteht leicht eine Bissperrung von 3 mm im Frontzahnbereich. Soll die Situation auf der ursprünglichen Bisshöhe kieferorthopädisch korrigiert werden, so ist in der Planung die sagittale

Vermeintlicher Overjet in Abhängigkeit von der Bissperrung des Registrats

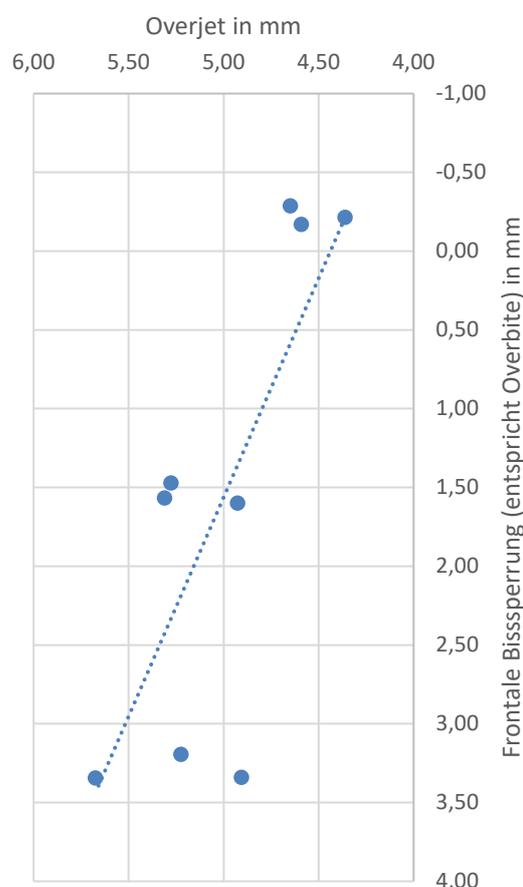


Abbildung 34: Diagramm Overjet und Overbite

Korrektur gegenüber dem höheren Zentrikregistrat zu berücksichtigen. In der orthognathen Chirurgie ist ein ähnliches Phänomen als Autorotation des Unterkiefers bekannt und wird bei der Operationsplanung berücksichtigt.

Entgegen der Erwartung des nach hinten offenen Kreisbogens zeigt sich bei den Registraten R7–9 eher eine Streuung nach anterior im Verhältnis zur Ausgleichsgeraden (Abbildung 34 unten). Zu erklären ist das mit dem Aufbau des CentricGuides: Bei stärkerer Öffnung verändert sich auch die Inklination der Unterkieferebene, die letztlich als Tangentialebene in der Fossa angelegt wird, um die zentrische Kondylenposition zu ermitteln. Dadurch verschiebt sich die Position, die den Maximalwert darstellt, mit zunehmender Öffnung nach anterior. Je näher der Winkel der UK-Ebene im Maximum an die Kondylenbahnneigung herankommt, desto weniger genau kann der Bereich durch vertikale Unterschiede am Sensor eingegrenzt werden. Theoretisch würde bei Überschreitung der Kondylenbahnneigung durch den UK-Ebenenwinkel die am weitesten protrudierte Position den Maximalwert wiedergeben.

4.3 Auswertung der Scharnierachsen

Nach dem im Anhang beschriebenen Vorgehen werden nun die Scharnierachsen visualisiert. Dazu wird der Übergang von jeder registrierten Position in eine Position einer anderen Bisshöhe immer nur als Rotation um eine einzelne Achse modelliert.

4.3.1 Nur mit CentricGuide vorgenommene Registerate

Zunächst werden die soeben besprochenen Registerate R1–R9 dargestellt. Es ergeben sich auf Grund des Berechnungsprinzips pro Registratpaar vier mögliche Scharnierachsen, da die Achsen anhand von Beispielpunkten berechnet werden. In den Abbildungen 35 bis 39 sind jeweils links die Richtungsvektoren der errechneten Scharnierachsen als Projektion in eine Halbkugel und rechts deren Schnittpunkte mit der Mediansagittalebene als Maß der Position abgebildet. Im Bagplot enthält der dunkelblaue Bereich die mittigen 50 % der Werte. Ausreißer liegen außerhalb des hellblauen Bereichs und sind mit einem Stern gekennzeichnet. Analog sind links die mittigen 50 % der Richtungen mit einem grünen Plus markiert, alle äußeren Richtungen als blauer Punkt. Der Median ist jeweils als Plus im Kreis dargestellt. Alle Diagramme sind so ausgerichtet, dass es einer Profilansicht von rechts entspricht.

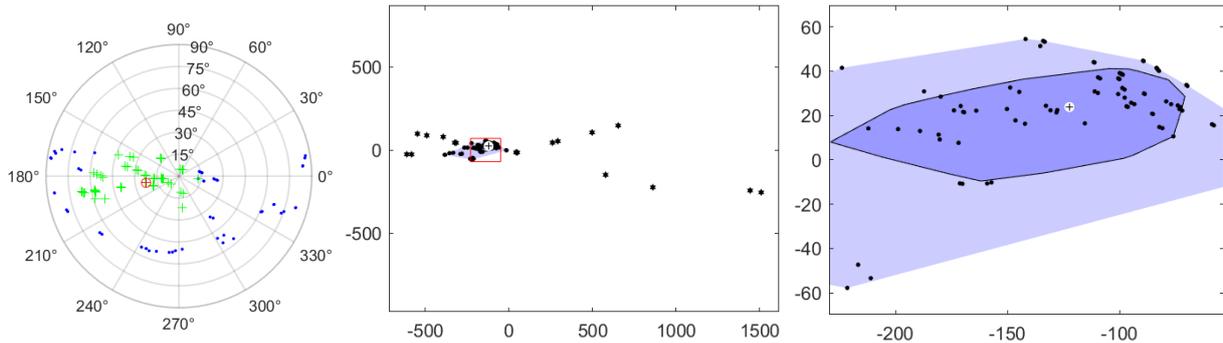


Abbildung 35: alle Registrare R1–R9: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittlerer Ausschnitt (rechts) in mm

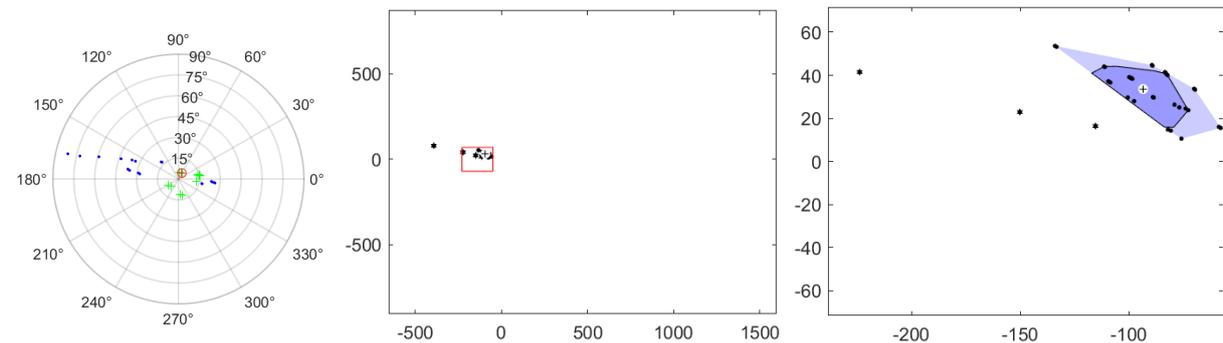


Abbildung 36: 0 mm vs. 1,5 mm Bissperrung: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittlerer Ausschnitt (rechts) in mm

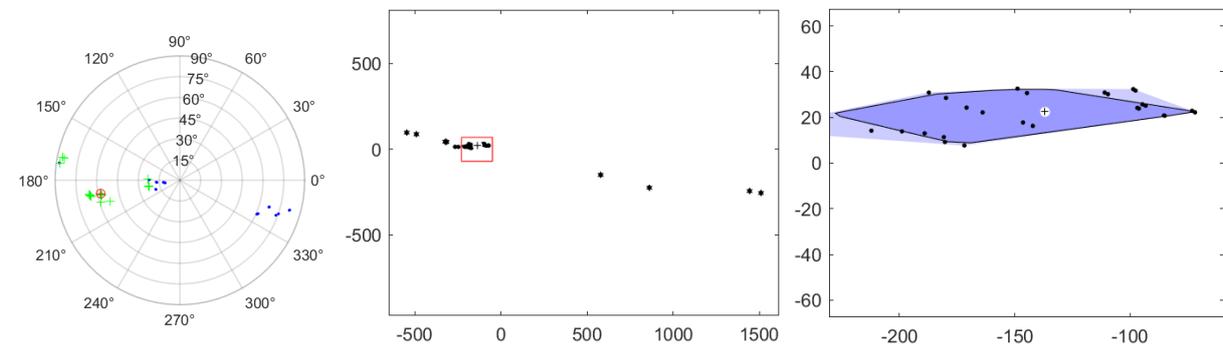


Abbildung 37: 0 mm vs. 3 mm Bissperrung: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittlerer Ausschnitt (rechts) in mm

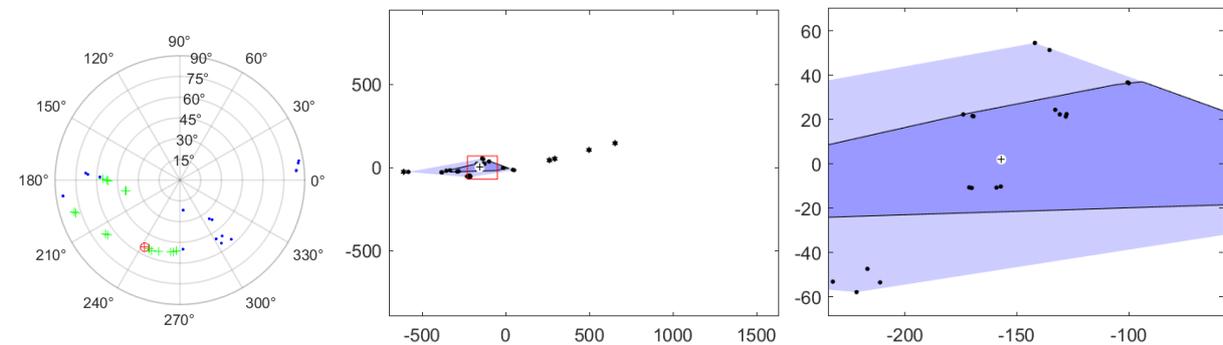
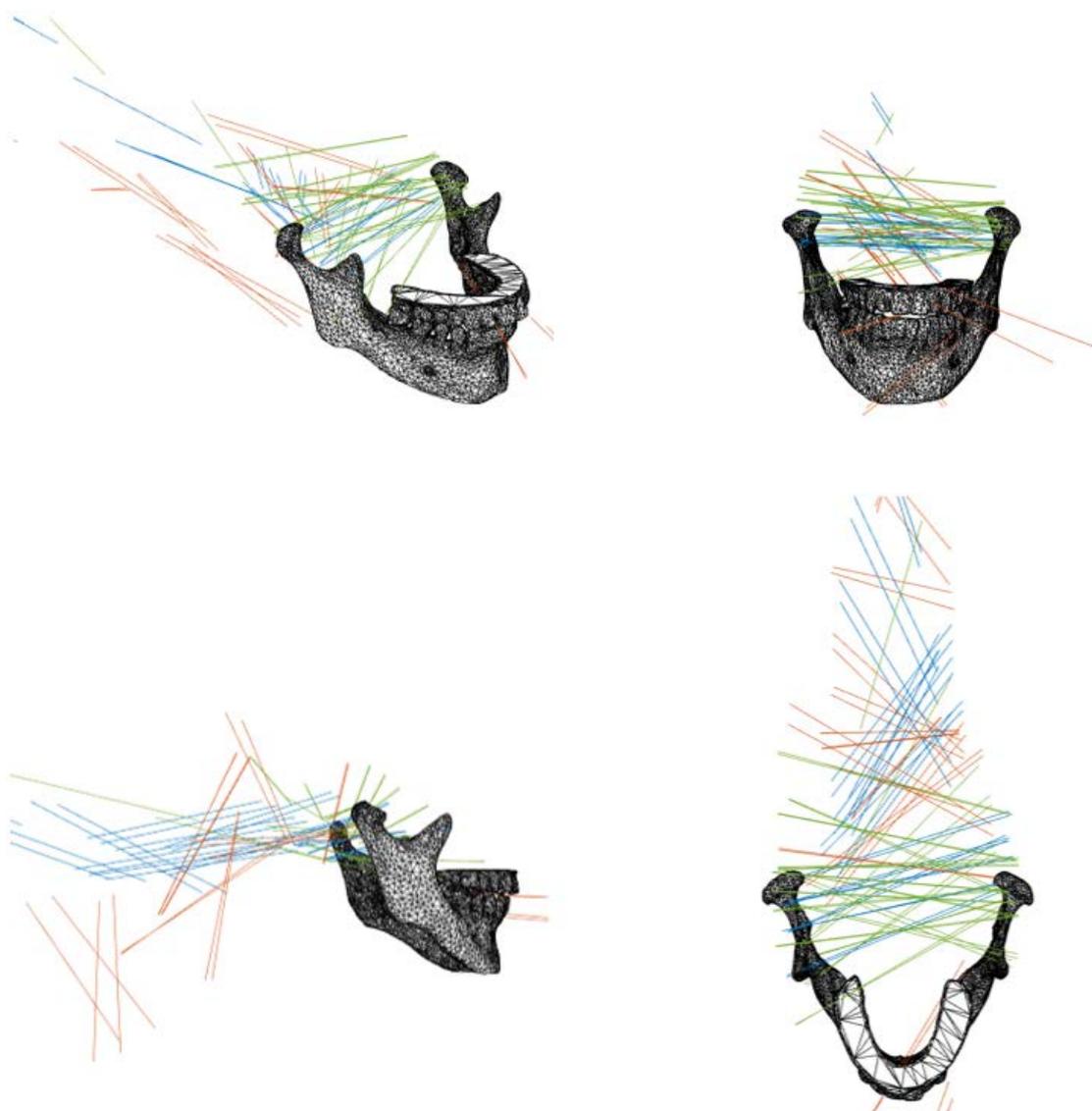


Abbildung 38: 1,5 mm vs. 3 mm Bissperrung: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittlerer Ausschnitt (rechts) in mm



Interaktiver 3D-Inhalt 2: Errechnete Scharnierachsen im Kontext der Zahnreihen und des Unterkiefers (0 vs. 1,5 mm Bissperrung grün, 0 vs. 3 mm blau und 1,5 vs. 3 mm orange) [Anklicken zum Aktivieren^c](#)

4.3.2 Selbstständige Kieferöffnung aus CentricGuide-Position

Obwohl die mit dem CentricGuide gefundenen Positionen eine gute bis sehr gute Genauigkeit aufweisen (siehe Kapitel 4.2), ist an der großen Streuung in den Abbildungen 35 bis 38 festzustellen, dass sich diese Positionen nur eingeschränkt dafür nutzen lassen, eine verlässliche Scharnierachse zu berechnen. Sie können also entgegen der anfänglichen Annahme (siehe S. 54 Annahme 3) nicht als Zwischenpositionen einer fließenden Öffnungsbewegung angesehen werden. Das liegt einerseits an der

^c Zum Aktivieren der 3D-Funktion in der Menüleiste des Acrobat Readers:
Bearbeiten>Einstellungen>3D&Multimedia>Wiedergabe von 3D-Inhalten und dem Dokument vertrauen

reduzierten Genauigkeit bei Bissperrungen, die das empfohlene Maß des Herstellers überschreiten und zum anderen daran, dass die Positionen nacheinander durch Bewegungen in der Horizontalen gesucht werden und deshalb auch ein größerer Fehler in dieser Richtung zu erwarten ist. Besonders bei geringem vertikalem Unterschied zwischen den Positionen wirkt sich ein transversaler Fehler stärker negativ auf die Orientierung der Scharnierachse aus. Deshalb wurde der Ablauf angepasst (siehe S. 63 und Tabelle 8) und der kinematischen Scharnierachsenbestimmung angenähert.

Selbstständige Kieferöffnung im Rotationsbereich	Kiefer	Punktname	Nr.	Koordinaten in mm			Kenngrößen des neuen Koordinatensystems				transformierte Koordinaten in mm			
				x	y	z	x	y	z	transv.	sagittal	vertikal		
Registrierbereich	Regist 1.1	OK median max	4	2,923	4,920	1,253	K0	2,969	4,761	0,030	0,000	0,000	1,235	
		OK inzisal 21	112911	-2,664	5,538	-0,285	x	0,997	-0,061	0,046	-5,679	0,435	0,000	
		OK db HKSP 16	177365	27,769	-31,279	5,646	y	0,066	0,990	-0,126	27,180	-34,738	0,000	
		OK db HKSP 26	96749	-26,415	-27,716	3,122	z	-0,038	0,128	0,991	-27,180	-34,483	0,000	
		UK median mand	348797	2,976	-5,140	-10,496		0,997	-0,061	0,046	-2,672	0,127	-8,476	-11,703
		UK inzisal 41	351599	5,909	-5,204	-9,643		0,066	0,990	-0,126	-4,906	3,095	-8,452	-10,976
		UK dl HKSP 36	298856	-18,100	-35,729	-2,437		-0,038	0,128	0,991	-0,529	-18,655	-41,164	-6,852
		UK dl HKSP 46	299046	18,067	-38,808	-0,932		0,000	0,000	0,000	1,000	17,663	-42,006	-7,120
	Regist 2.1	OK median max	4	2,924	4,920	1,253	K0	2,970	4,761	0,029	0,000	0,000	1,235	
		OK inzisal 21	112911	-2,663	5,538	-0,286	x	0,997	-0,061	0,046	-5,679	0,435	0,000	
		OK db HKSP 16	177365	27,768	-31,280	5,647	y	0,066	0,990	-0,126	27,180	-34,738	0,000	
		OK db HKSP 26	96749	-26,416	-27,715	3,120	z	-0,038	0,128	0,991	-27,180	-34,483	0,000	
		UK median mand	348797	2,995	-5,244	-10,987		0,997	-0,061	0,046	-2,673	0,129	-8,516	-12,203
		UK inzisal 41	351599	5,921	-5,300	-10,107		0,066	0,990	-0,126	-4,906	3,090	-8,488	-11,449
		UK dl HKSP 36	298856	-18,154	-35,757	-2,836		-0,038	0,128	0,991	-0,529	-18,726	-41,147	-7,248
		UK dl HKSP 46	299046	17,998	-38,824	-0,984		0,000	0,000	0,000	1,000	17,593	-42,019	-7,172
	Regist 3.1	OK median max	4	2,925	4,920	1,252	K0	2,971	4,762	0,028	0,000	0,000	1,235	
		OK inzisal 21	112911	-2,662	5,538	-0,287	x	0,997	-0,061	0,046	-5,679	0,435	0,000	
		OK db HKSP 16	177365	27,768	-31,281	5,646	y	0,066	0,990	-0,126	27,180	-34,738	0,000	
		OK db HKSP 26	96749	-26,416	-27,713	3,122	z	-0,038	0,129	0,991	-27,180	-34,483	0,000	
		UK median mand	348797	3,517	-3,518	-6,040		0,997	-0,061	0,046	-2,674	0,771	-7,395	-7,098
		UK inzisal 41	351599	6,444	-3,617	-5,167		0,066	0,990	-0,126	-4,907	3,735	-7,409	-6,356
		UK dl HKSP 36	298856	-17,526	-34,542	0,242		-0,038	0,129	0,991	-0,528	-18,031	-40,290	-4,066
		UK dl HKSP 46	299046	18,638	-37,595	1,888		0,000	0,000	0,000	1,000	18,289	-41,120	-4,192

Tabelle 8: Koordinaten der Referenzpunkte nach selbstständiger Kieferöffnung

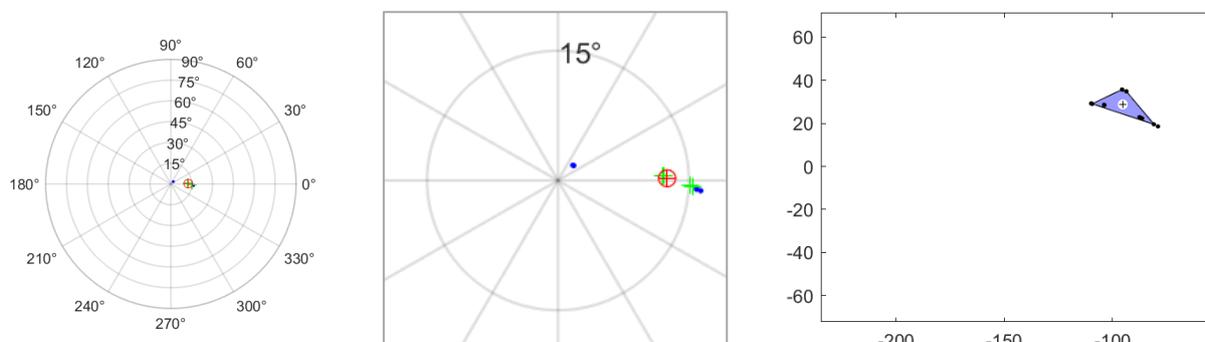
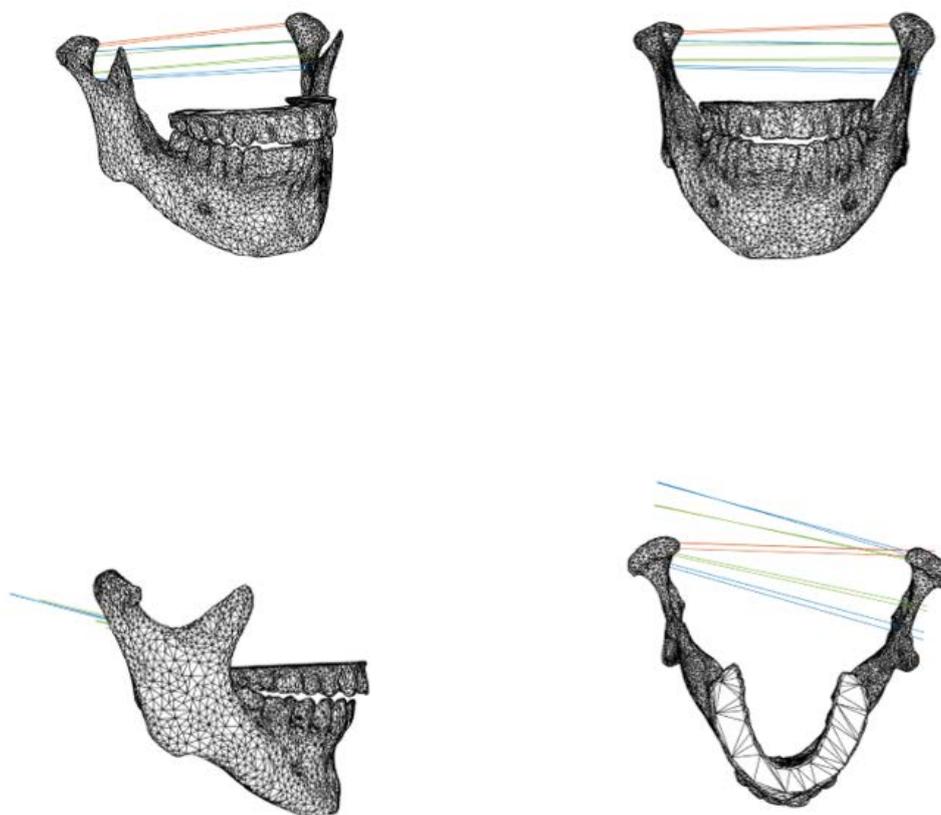


Abbildung 39: Selbstständige Öffnung aus R1: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), vergrößerter Ausschnitt (mittig), Bagplot der Achsverteilung in der Sagittalebene (rechts) in mm



Interaktiver 3D-Inhalt 3: Errechnete Scharnierachsen im Kontext der Zahnreihen und des Unterkiefers (R1 vs. R1.1 grün, R1 vs. R2.1 blau und R1 vs. R3.1 orange) *Vorschau anklicken zum Aktivieren^d*

Obwohl die Mittelpunkte der Diagramme der Abbildungen 36 und 39 in einem Vergleichbaren Bereich liegen, ist die Streuung in Abbildung 39 deutlich geringer als in den Abbildungen 35–38. Das trifft sowohl für die Richtungen als auch die Positionen der Achsen zu. Dieser Umstand ist nicht nur auf die geringere Anzahl der errechneten Achsen mit dem neuen Ansatz zurückzuführen, sondern liegt vor allem daran, dass im modifizierten Vorgehen zwei durch eine tatsächliche, freie Bewegung verbundene Positionen vorliegen, sowie mehr Differenz in vertikaler Richtung, wodurch horizontale

^d Zum Aktivieren der 3D-Funktion in der Menüleiste des Acrobat Readers: Bearbeiten>Einstellungen>3D&Multimedia>Wiedergabe von 3D-Inhalten und dem Dokument vertrauen

Fehler an Einfluss verlieren. Damit wird die Streuung in Hinblick auf die Richtungen verringert, was projektionsbedingt gleichzeitig die Streuung der Schnittpunkte in der Mediansagittalebene reduziert.

Der erkennbare Unterschied zwischen Abbildung 36 und 39 in Hinblick auf den Median der Richtungen ist ein Artefakt, das im modifizierten Ansatz mit selbstständiger Kieferöffnung wegen der geringen untersuchten Fallzahl auftritt. Bei der korrekten Interpretation ist die echte 3D-Darstellung^c von entscheidendem Vorteil, da die Assoziation zwischen Position und Richtung der Achsen erhalten bleibt. Zusätzlich kann über die Farbe auf übersichtliche Weise die Diskrimination zwischen den betrachteten Registrarpositionen erreicht werden. Je näher die aus den Paarungen der Beispielpunkte eines Registrarpaars berechneten Achsen beieinander liegen, desto mehr entspricht der Übergang von der einen Position in die andere tatsächlich einer reinen Rotation um eine Achse. Weichen die vier Achsen stärker voneinander ab, so liegt eine zusätzliche Translationskomponente vor, die sich nicht gemeinsam mit der Rotation im Gelenk als reine Rotation um eine andere funktionelle Achse ohne anatomisches Korrelat beschreiben lässt (Mehl, 2018a). Dementsprechend ist zu erkennen, dass die blauen und grünen Achsen nur annähernd parallel sind und darüber hinaus in etwa parallel zur Gelenkbahn verschoben in Zweiergruppen vorliegen. Die Zweiergruppen entstehen, da die beiden anterioren Punkte $P_{median\ mand}$ und $P_{inzisal\ 41}$ nah beieinander liegen und sich deshalb nur in einem geringen Unterschied auswirken. Die hinteren Achsen gehen auf die Verrechnung der anterioren Punkte mit $P_{dl\ HKSP\ 36}$ und die vorderen Achsen entsprechend auf Verrechnung mit $P_{dl\ HKSP\ 46}$ zurück. Die orangen Achsen hingegen liegen mit einer Streuung von ca. 2 mm in einer anatomisch plausiblen Position am zentro-medialen Hinterrand des Kondylus und sind parallel, wie sich auch aus Abbildung 39 mittig entnehmen lässt. Denn der scheinbar einzelne blaue Datenpunkt, der am nächsten an der Mitte liegt, sind die vier übereinstimmenden Richtungen der orangen Achsen. Da bei den blauen und grünen Achsen ein Fehler in dieselbe Richtung vorliegt, wird auch der Median verfälscht, obwohl tatsächlich die korrekte Richtung der orangen Achsen gut mit dem Median der Richtungen in Abbildung 36 übereinstimmt.

5 Diskussion

5.1 CentricGuide

Es ist nicht Ziel der Arbeit, eine Bewertung der Güte des CentricGuides vorzunehmen und mit den vorliegenden Daten auch nicht möglich, da nur ein Proband untersucht wurde. Da die Verlässlichkeit des CentricGuides jedoch eine Vorannahme der folgenden, neuartigen Scharnierachsenbestimmung ist und sich in der Literatur bisher nur Anwenderberichte finden (Loos und Wagner, 2017; Wagner, 2020) und keine klinischen Studien, wurde die Reproduzierbarkeit, der mit CentricGuide gefundenen Kieferrelation, beim betrachteten Probanden ebenfalls untersucht.

Die je drei Registrate mit 0 mm oder 1,5 mm Sperrung durch die Distanzhilfen des CentricGuides übertrafen das vom Hersteller empfohlenen Minimum von 85 % der anfänglichen Referenz. Auf beiden Bisshöhen lagen jeweils zwei der drei Registrate bei diesem Probanden so nah beieinander, dass sie mit der in einem Interview angegebenen Reproduzierbarkeit im Bereich von 0,1 mm übereinstimmten (Wagner, 2018). Die sehr wahrscheinlich vorliegende anteriore Diskusverlagerung mit Reposition hat laut Literatur keinen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der zentrischen Kieferrelation (Čimić *et al.*, 2018).

Eine Studie zur Bestimmung der zentrischen Kieferrelation zeigt eine mittlere Variabilität zwischen 0,05 mm und 0,4 mm in der Horizontalebene je nach untersuchter Methode. Diese Werte beziehen sich nur auf die Wiederholbarkeit der Position jeweils innerhalb einer Methode und nicht die Abweichungen der Methoden untereinander. Mittlere Variabilität wurde in der Studie als durchschnittliche Distanz zum berechneten Mittelpunkt definiert. Das heißt, die mittlere Variabilität gibt den Radius der mittleren Streuung an, nicht den Durchmesser, und einige Positionen können deutlich außerhalb der mittleren Streuung liegen (Kantor *et al.*, 1972).

Der Wertebereich von 85,2–122,6 mm für den Interkondylarabstand (Maggetti *et al.*, 2015) ist eine mögliche Fehlerquelle aktueller Studien, die Zentrikpositionen mit einem meist mittelwertigen Mandibular-Positions-Indikator (MPI) in der Kondylenregion vermessen (Keshvad und Winstanley, 2003; Swenson *et al.*, 2014; Galeković *et al.*, 2017). Die vorliegende Arbeit vergleicht die Positionen hingegen anhand dentaler Referenzpunkte, da die resultierenden Diskrepanzen im Bereich der Okklusion größer sein können als diejenigen im Gelenk, aber entscheidend für die zahnärztliche Therapie sind.

5.2 Digitale, intraorale, individuelle Scharnierachsenbestimmung

Der Median der Schnittpunkte der errechneten Scharnierachsen mit der Mediansagittalebene liegt in den Abbildungen 35–39 abgesehen von Abbildung 38 in einem Bereich zwischen 21,0 mm und 47,2 mm, was Literaturwerten für die Kondylenhöhe gegenüber der Okklusionsebene entspricht (Maggetti *et al.*, 2015) und einen anatomischen Zusammenhang mit dem Kondylus nahelegt. Diese Vermutung konnte durch Überlagerung der Achsen, berechnet aus R1 vs. R1.1–3.1, mit dem segmentierten Unterkiefer bestätigt werden (Interaktiver 3D-Inhalt 3).

Neben der Debatte über die Lage (Bosman, 1974) stößt das Konzept der Scharnierachse (terminal hinge axis) in der Literatur auf grundsätzliche Kritik, während die Theorie des augenblicklichen Rotationszentrums (instantaneous center of rotation, ICR) von einigen Autoren stattdessen favorisiert wird (Ferrario *et al.*, 1996; Krohn *et al.*, 2020). Diese Studien untersuchten bei ihren Probanden die maximale Mundöffnungs- und -schlussbewegung aus der habituellen Okklusion und stellen fest, dass die physiologische Bewegung bereits im Nahbereich der Okklusion keine reine Rotation ist, sondern auch Translationskomponenten enthält.

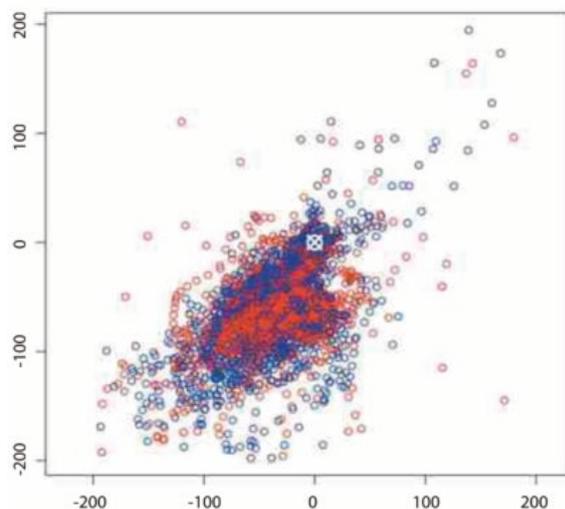


Abbildung 40: ICR-Koordinaten aller Probanden während der okklusionsnahen 10° der Mundöffnung (blau) und des Mundschlusses (rot) in der Sagittalebene in mm - Adaptiert nach Figure 6 (Krohn *et al.*, 2020)

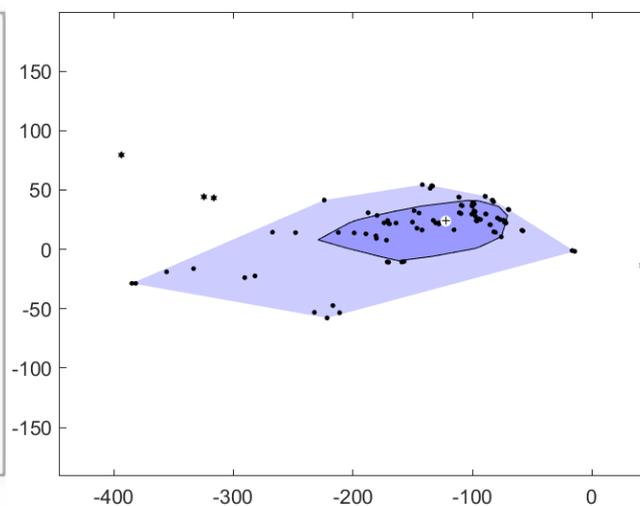


Abbildung 41: Koordinaten der Schnittpunkte der Scharnierachsen mit der Mediansagittalebene errechnet aus einer maximalen Differenz von 2,43° der Mundöffnung (R1–R9) im okklusionsnahen Bereich in mm

Obwohl verschiedene Punkte als Koordinatenursprung gewählt wurden, wird durch die gleiche Skalierung der Abbildungen 40 und 41 deutlich, dass sich die Streuung über eine ähnliche Fläche erstreckt. Die Ergebnisse sind vergleichbar, da das in Kapitel

3.1.2 vorgestellte Vorgehen wie das ICR-Konzept mit einer Projektion in eine Ebene arbeitet. Darüber hinaus kann es jedoch sicherstellen, dass diese Ebene senkrecht zur gesuchten Achse steht. Stehen aus einer Mundöffnungs- oder -schlussbewegung Daten über mehrere Positionen zur Verfügung, kann dieser Ansatz also als Erweiterung der ICR-Theorie in die dritte Dimension genutzt werden, nämlich zur Berechnung augenblicklicher Rotationsachsen. Aufgrund der momentanen Limitationen der Echtzeit-MRT konnten die ICRs in der Studie von Krohn et al. nur anhand einer zweidimensionalen Schicht von 5 mm Stärke berechnet werden. Da nicht garantiert werden kann, dass diese Schicht senkrecht zur augenblicklichen Rotationsachse steht, kann sich ein Projektionsfehler ergeben, der bewirkt, dass der Mittelpunkt einer Ellipse statt eines Kreises bestimmt werden müsste. Eine zusätzliche Schwankung kann sich dadurch ergeben, dass die Achse nicht während der gesamten Öffnungs- und Schlussbewegung parallel zur Anfangsausrichtung bleibt (Gallo, 2005).

Über die Reproduzierbarkeit der Scharnierachse mit dem modifizierten Vorgehen kann noch keine Aussage getroffen werden, da weniger Kombinationen der Registerate untereinander möglich sind und so weniger Achsen errechnet werden konnten. Allerdings ist es mit dem Verfahren möglich, die den Registraten zugrundeliegende Bewegung zu bewerten und so die korrekten Achsen zu selektieren. Die zum Registerpaar R1–R3.1 gehörenden Achsen sind bereits nah an der als bestmöglich beschriebenen, theoretischen Genauigkeit von ± 1 mm (Mehl, 2018b). Ein Blick in die Literatur zeigt, dass die in der vorliegenden Arbeit verwendete Berechnungsmethode auf der Reuleaux-Methode basiert (Panjabi, 1979; Spiegelman und Woo, 1987). Mit der vorgenommenen Verallgemeinerung im Raum und der Berechnung des Medians von Position und Richtung werden für zwei von Mehl (2018b) beschriebene Probleme dieses Ansatzes Lösungen vorgeschlagen.

Da mittlerweile die Möglichkeit besteht, mit Intraoralscannern patientenspezifische Kieferbewegungen aufzunehmen (Lauren, 2014), könnte sich zukünftig die Anwendung eines Gesichtsbogens erübrigen, wenn entsprechende Algorithmen zur Berechnung der individuellen Scharnierachse integriert werden (Maggetti *et al.*, 2015). Damit würden gleichzeitig analoge Zwischenschritte und Referenzen entfallen, da die Achse direkt den Zahnreihen zugeordnet werden könnte. Zudem könnte der Patient die Bewertung der ausgeführten Bewegung sehen, diese gegebenenfalls anpassen und

direkt wiederholen. Einschränkend ist zu erwähnen, dass eine gründliche Einweisung und ein gewisses koordinatives Geschick des Patienten erforderlich sind, damit die initiale Bewegung als reine Rotation ausgeführt wird.

Das ICR-Konzept, die kinematische Achse (Naeije, 2003), die Schraubachse (helical axis) (Gallo, 2005) und die sechs Freiheitsgrade sind letztlich nur verschiedene Betrachtungsweisen, die es ermöglichen, eine patientenindividuell aufgezeichnete Unterkieferbewegung zu beschreiben oder wiederzugeben. Dem gegenüber hat die Scharnierachse den Vorteil, dass sie die Funktionsweise des Gelenks nachahmt. Sicherlich auch als vereinfachtes Modell, trotzdem lassen sich damit Vorhersagen über den Bewegungsspielraum treffen, also über mögliche Positionen, die nicht genau so am Patienten aufgenommen wurden. In der Prothetik kann die gewünschte Bisshöhe schon am Patienten gesperrt werden und selbst bei kompletter, funktioneller, okklusaler Rekonstruktion kann spätestens nach der Präparation die finale Bisslage eingenommen werden. Deshalb ist die individuelle Scharnierachse insbesondere für die kieferorthopädische Planung von Patienten mit zu korrigierendem Okklusalkvektor wichtig, da die zentrische Kieferrelation nur digital trotz Durchdringung der Zähne auf die ursprüngliche Höhe abgesenkt werden kann, um dort das virtuelle Setup zu planen.

5.3 Schlussfolgerungen

- Mit dem CentricGuide war es bei diesem Probanden möglich, reproduzierbar eine zentrale Position der Kondylen in den Fossae zu erreichen, was mittels DVT validiert werden konnte.
- Der ursprüngliche Ansatz mit separat registrierten Kieferrelationen auf verschiedenen Bisshöhen zeigt im vorliegenden Datensatz eine ähnliche Streuung der errechneten Achsen wie Studien zur Bestimmung des ICR. Diese geringe Reproduzierbarkeit wurde jedoch als klinisch nicht nutzbar eingestuft und der Ansatz in der aktuellen Untersuchung verworfen.
- Der modifizierte Ansatz mit selbstständiger, rotatorischer Kieferöffnung aus zentrischer Kondylenposition zeigte sich als geeignet, die individuelle Scharnierachse auf 2 mm genau zu lokalisieren. Zukünftig sollten solche oder ähnliche Algorithmen in die Software von Intraoralscannern aufgenommen und klinisch an größeren Kohorten überprüft werden.

- Die notwendigen Schritte eines vollständig digitalen Workflows für die Erwachsenenkieferorthopädie unter Einbeziehung funktioneller Aspekte des Kiefergelenkes mit computergestützter, patientenindividueller Umsetzung sind in der Literatur beschrieben.
- Die DVT hat Vorteile gegenüber alternativen Aufnahmen und ist wegen des Mehrwertes für Diagnostik, Planung und deren Umsetzung in die Therapie bei vielen kieferorthopädischen Fällen zur Beurteilung des periradikulären Knochenangebotes indiziert, zumal Aufnahmen möglich sind, die eine geringere Strahlenbelastung als die kieferorthopädischen Standardaufnahmen haben.
- Es liegen automatische und semi-automatische Verfahren vor, mit denen aus DVT-Datensätzen die Segmentierung von Knochen, Weichgeweben und Zähnen inklusive der Wurzeln sowie Erkennung der Zahnpositionen und knöchernen Landmarken in klinisch vertretbarer Arbeitszeit möglich sind.
- Es ist zu prüfen, ob in der kephalometrischen Analyse durch Matching von DVT und Facescan das knöcherne Nasion durch das Hautnasion ersetzt werden kann und damit das FOV der Röntgenaufnahme kranial auf Erfassung des knöchernen Nasenbodens begrenzt werden kann.
- Dass das Matching von segmentierten Zähnen und Intraoralscans eine Verlaufskontrolle der Wurzelpositionen ermöglicht, ist klinisch validiert und kann ggf. zusätzliche Strahlenbelastung vermeiden.
- Die Überprüfung von Wurzelresorptionen könnte strahlungsarm mit Zahnfilm-aufnahmen an geeigneten Screeningzähnen erfolgen.
- Zur abschließenden Beurteilung der Genauigkeit von Intraoralscans bei Zähnen mit linguale Bracketts in situ sind weitere klinische Studien erforderlich.
- Die patientenspezifische FEA hat gemeinsam mit CAE/CAM das Potenzial, individuelle Bögen zu erzeugen, die über eine personalisierte Prescription hinaus mit zahnspezifischen Kräften programmiert sind. Neben der Integration dieser Schritte in eine anwenderfreundliche Software sind weitere FEM-Studien zur klinischen Validierung erforderlich.
- Computer können die menschliche Kompetenz nicht ersetzen. Dem Behandler obliegt weiterhin die Interpretation von Artefakten, das Lösen von Problemen.

6 Anhang

6.1 Abkürzungen und Formelzeichen

ASR	approximale Schmelzreduktion
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CAD	rechnergestütztes Design / computer aided design
CAE	rechnergestützte Entwicklung / computer aided engineering
CAM	rechnerunterstützte Fertigung / computer aided manufacturing
CAS	Computer-Algebra-System
CBCT	cone-beam computed tomography (deutsch DVT)
CMD	Cranio-mandibuläre Dysfunktion
CNC	Computerized Numerical Control
CT	Computertomographie / Computertomogramm
DGKFO	Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie
DGPro	Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien
d. h.	das heißt
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Dateiformat)
DVT	dentale digitale Volumentomographie / dentales Volumentomogramm
F	Kraft
FE	Finite-Elemente
FEA	Finite-Elemente-Analyse
FEM	Finite-Elemente-Methode
F/OSS	Free and open Software
FOV	Sichtfeld / Einblendung des Röntgenbildes / field of view
FRS	Fernröntgenseitenbild
ggf.	gegebenenfalls
GIF	Graphics Interchange Format
HE	Hounsfieldeinheiten
HNO	Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
ICP	Iterative-Closest-Point-Algorithm
ICR	augenblickliches Rotationszentrum / instantaneous center of rotation
IDTF	Intermediate Data Text Format

JPEG	Joint Photographic Experts Group (Dateiformat)
LKG-Spalte	Lippen-Kiefer-Gaumenspalte
M	Drehmoment
MKG	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
MPI	Mandibular-Positions-Indikator
MRI	magnetic resonance imaging (deutsch MRT)
MRT	Magnetresonanztomographie / Magnetresonanztomogramm
NURBS	Non-uniform rational B-Splines
OBJ	Object File
OK	Oberkiefer
PDF	Portable Document Format
PDL	parodontales Ligament / Sharpey-Fasern
PETG	Copolymer aus Polyethylenterephthalat (PET) und Glykol
PSA	Panoramaschichtaufnahme
RGB	Rot-Grün-Blau
SKD	Schneidekantendistanz
SLM	Selektives Laserschmelzen / Selective Laser Melting
STL	Standard Tessellation Language (Dateiformat, siehe S. 17)
TIFF	Tagged Image File Format
TMA	Titan-Molybdän-Legierung / Titan-Molybdän-Alloy
TMJ	Kiefergelenk / temporomandibular joint
U3D	Universal 3D (Dateiformat)
UK	Unterkiefer
u. U.	unter Umständen
VTO	visual treatment objective
WALA	Akronym für Will Andrews und Larry Andrews
v. a.	vor allem
vgl.	vergleiche
vs.	versus
z. B.	zum Beispiel

6.2 Rohdaten

In Tabelle 9 und 10 sind die Koordinaten der Referenzpunkte (siehe S. 65) dokumentiert. Neben der anatomischen Bezeichnung ist die genaue Nummer des Knotenpunktes innerhalb der STL-Datei angegeben, um zu gewährleisten, dass in jedem Registrat derselbe Punkt betrachtet wird. Darüber hinaus ist für jedes Bissregistrat der Koordinatenursprung K_0 des neuen Koordinatensystems, die Basisvektoren $\vec{x}_{neu}, \vec{y}_{neu}$ und \vec{z}_{neu} , die Transformationsmatrix $T_{alt \rightarrow neu}$, sowie die transformierten Koordinaten aller Punkte angegeben (vgl. Kapitel 6.4.1).

Bei Betrachtung der Tabellen fällt auf, dass nach der Transformation die vier Oberkieferpunkte über alle Registerate des Probanden hinweg dieselben Werte haben, da das neue Koordinatensystem schädelbezüglich ist. Die OK-Medianebene wird über den Punkt $P_{median\ max}$ definiert, der deshalb transversal und sagittal bei Null liegt. Die anderen drei Punkte des Oberkiefers haben vertikal den Wert Null, da sie die OK-Okklusionsebene aufspannen.

0 mm Bissperrung	Kiefer	Punktname	Nr.	Koordinaten in mm			Kenngrößen des neuen Koordinatensystems				transformierte Koordinaten in mm		
				x	y	z	x	y	z	transv.	sagittal	vertikal	
0 mm Bissperrung	Registral 1	OK median max	4	-0,116	-0,763	1,175	K0	-0,097	-0,775	-0,059	0,000	0,000	1,235
		OK inzisal 21	112911	-5,782	-0,442	-0,153	x_{neu}	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK db HKSP 16	177365	27,689	-35,022	0,727	y_{neu}	-0,018	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK db HKSP 26	96749	-26,660	-35,736	-0,132	z_{neu}	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK median mand	348797	1,049	-5,276	-0,571	1,000	0,018	0,016	0,111	1,057	-4,515	-0,575
		UK inzisal 41	351599	4,000	-5,292	0,222	-0,018	1,000	-0,010	0,773	4,019	-4,591	0,170
		UK dl HKSP 36	298856	-17,252	-38,648	-0,034	-0,016	0,010	1,000	0,065	-17,826	-37,562	-0,081
		UK dl HKSP 46	299046	19,073	-38,843	0,481	0,000	0,000	0,000	1,000	18,494	-38,404	-0,147
	Registral 2	OK median max	4	-0,117	-0,764	1,176	K0	-0,097	-0,776	-0,059	0,000	0,000	1,235
		OK inzisal 21	112911	-5,782	-0,442	-0,153	x_{neu}	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK db HKSP 16	177365	27,689	-35,022	0,728	y_{neu}	-0,018	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK db HKSP 26	96749	-26,660	-35,736	-0,131	z_{neu}	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK median mand	348797	1,154	-5,328	-0,450	1,000	0,018	0,016	0,112	1,164	-4,570	-0,456
		UK inzisal 41	351599	4,106	-5,347	0,342	-0,018	1,000	-0,010	0,773	4,127	-4,649	0,288
		UK dl HKSP 36	298856	-17,132	-38,648	-0,034	-0,016	0,010	1,000	0,065	-17,705	-37,563	-0,084
		UK dl HKSP 46	299046	19,193	-38,892	0,430	0,000	0,000	0,000	1,000	18,613	-38,454	-0,201
	Registral 3	OK median max	4	-0,119	-0,763	1,177	K0	-0,100	-0,775	-0,058	0,000	0,000	1,235
		OK inzisal 21	112911	-5,785	-0,442	-0,152	x_{neu}	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK db HKSP 16	177365	27,690	-35,018	0,729	y_{neu}	-0,018	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK db HKSP 26	96749	-26,659	-35,738	-0,132	z_{neu}	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK median mand	348797	0,625	-5,059	-0,532	1,000	0,018	0,016	0,114	0,640	-4,292	-0,529
		UK inzisal 41	351599	3,577	-5,068	0,258	-0,018	1,000	-0,010	0,772	3,603	-4,361	0,214
		UK dl HKSP 36	298856	-17,545	-38,443	-0,119	-0,016	0,010	1,000	0,064	-18,117	-37,349	-0,160
		UK dl HKSP 46	299046	18,781	-38,561	0,325	0,000	0,000	0,000	1,000	18,204	-38,118	-0,297

Tabelle 9: Koordinaten der Referenzpunkte (Teil 1)

1,5 mm Bissperrung	Kiefer	Punktname	Nr.	Koordinaten in mm			Kenngrößen des neuen Koordinatensystems				transformierte Koordinaten in mm			
				x	y	z	x	y	z	x	y	z		
1,5 mm Bissperrung	Registral 4	OK	median max	4	-0,120	-0,764	1,177	K0	-0,101	-0,776	-0,058	0,000	0,000	1,235
		OK	inzisal 21	112911	-5,786	-0,443	-0,152	x_neu	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK	db HKSP 16	177365	27,690	-35,018	0,729	y_neu	-0,018	1,000	-0,010	27,181	-34,738	0,000
		OK	db HKSP 26	96749	-26,660	-35,740	-0,130	z_neu	-0,016	0,010	1,000	-27,181	-34,484	0,000
		UK	median mand	348797	0,838	-5,668	-2,346	1,000	0,018	0,016	0,115	0,815	-4,884	-2,352
		UK	inzisal 41	351599	3,787	-5,651	-1,546	-0,018	1,000	-0,010	0,774	3,776	-4,927	-1,599
		UK	dl HKSP 36	298856	-17,264	-39,070	-1,156	-0,016	0,010	1,000	0,064	-17,863	-37,969	-1,208
		UK	dl HKSP 46	299046	19,061	-39,093	-0,586	0,000	0,000	0,000	1,000	18,459	-38,644	-1,219
	Registral 5	OK	median max	4	-0,115	-0,766	1,179	K0	-0,096	-0,778	-0,055	0,000	0,000	1,235
		OK	inzisal 21	112911	-5,781	-0,444	-0,148	x_neu	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK	db HKSP 16	177365	27,686	-35,028	0,720	y_neu	-0,018	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK	db HKSP 26	96749	-26,663	-35,735	-0,128	z_neu	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK	median mand	348797	0,974	-5,992	-2,197	1,000	0,018	0,016	0,110	0,944	-5,210	-2,210
		UK	inzisal 41	351599	3,928	-5,999	-1,413	-0,018	1,000	-0,010	0,776	3,909	-5,277	-1,472
		UK	dl HKSP 36	298856	-17,352	-39,274	-1,073	-0,016	0,010	1,000	0,061	-17,949	-38,174	-1,127
		UK	dl HKSP 46	299046	18,974	-39,556	-0,696	0,000	0,000	0,000	1,000	18,368	-39,097	-1,324
	Registral 6	OK	median max	4	-0,114	-0,766	1,178	K0	-0,094	-0,778	-0,057	0,000	0,000	1,235
		OK	inzisal 21	112911	-5,779	-0,444	-0,150	x_neu	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK	db HKSP 16	177365	27,687	-35,028	0,720	y_neu	-0,018	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK	db HKSP 26	96749	-26,661	-35,735	-0,132	z_neu	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK	median mand	348797	0,929	-6,037	-2,296	1,000	0,018	0,016	0,109	0,895	-5,253	-2,307
		UK	inzisal 41	351599	3,882	-6,035	-1,509	-0,018	1,000	-0,010	0,776	3,860	-5,310	-1,566
		UK	dl HKSP 36	298856	-17,332	-39,350	-1,052	-0,016	0,010	1,000	0,063	-17,931	-38,251	-1,103
		UK	dl HKSP 46	299046	18,994	-39,558	-0,639	0,000	0,000	0,000	1,000	18,387	-39,101	-1,265
3 mm Bissperrung	Registral 7	OK	median max	4	-0,115	-0,766	1,179	K0	-0,095	-0,779	-0,056	0,000	0,000	1,235
		OK	inzisal 21	112911	-5,780	-0,444	-0,149	x_neu	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK	db HKSP 16	177365	27,686	-35,029	0,719	y_neu	-0,018	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK	db HKSP 26	96749	-26,662	-35,735	-0,132	z_neu	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK	median mand	348797	3,129	-5,596	-4,078	1,000	0,018	0,016	0,110	3,075	-4,832	-4,120
		UK	inzisal 41	351599	6,071	-5,610	-3,252	-0,018	1,000	-0,010	0,776	6,029	-4,906	-3,340
		UK	dl HKSP 36	298856	-15,485	-38,701	-2,545	-0,016	0,010	1,000	0,062	-16,095	-37,619	-2,617
		UK	dl HKSP 46	299046	20,829	-39,263	-1,644	0,000	0,000	0,000	1,000	20,212	-38,828	-2,296
	Registral 8	OK	median max	4	-0,116	-0,767	1,177	K0	-0,097	-0,780	-0,058	0,000	0,000	1,235
		OK	inzisal 21	112911	-5,782	-0,445	-0,151	x_neu	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK	db HKSP 16	177365	27,686	-35,028	0,719	y_neu	-0,018	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK	db HKSP 26	96749	-26,663	-35,737	-0,132	z_neu	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK	median mand	348797	3,068	-5,916	-3,924	1,000	0,018	0,016	0,112	3,013	-5,152	-3,966
		UK	inzisal 41	351599	6,013	-5,928	-3,106	-0,018	1,000	-0,010	0,777	5,969	-5,224	-3,194
		UK	dl HKSP 36	298856	-15,458	-39,077	-2,530	-0,016	0,010	1,000	0,064	-16,074	-37,994	-2,608
		UK	dl HKSP 46	299046	20,860	-39,553	-1,735	0,000	0,000	0,000	1,000	20,237	-39,117	-2,391
	Registral 9	OK	median max	4	-0,112	-0,768	1,179	K0	-0,093	-0,780	-0,056	0,000	0,000	1,235
		OK	inzisal 21	112911	-5,778	-0,445	-0,149	x_neu	1,000	0,018	0,016	-5,679	0,435	0,000
		OK	db HKSP 16	177365	27,686	-35,033	0,720	y_neu	-0,017	1,000	-0,010	27,180	-34,738	0,000
		OK	db HKSP 26	96749	-26,663	-35,735	-0,130	z_neu	-0,016	0,010	1,000	-27,180	-34,483	0,000
		UK	median mand	348797	1,549	-6,417	-4,077	1,000	0,018	0,016	0,108	1,480	-5,624	-4,102
		UK	inzisal 41	351599	4,498	-6,409	-3,273	-0,017	1,000	-0,010	0,778	4,440	-5,675	-3,345
		UK	dl HKSP 36	298856	-16,814	-39,652	-2,346	-0,016	0,010	1,000	0,062	-17,437	-38,548	-2,409
		UK	dl HKSP 46	299046	19,508	-39,953	-1,725	0,000	0,000	0,000	1,000	18,879	-39,491	-2,364

Tabelle 10: Koordinaten der Referenzpunkte (Teil 2)

6.3 Hilfsmittel

Acrobat DC 2021 (Adobe, San José, CA, USA)

Citavi 6.8.0.0 (Swiss Academic Software, Wädenswil, Schweiz)

Excel Professional Plus 2016 (Microsoft, Redmond, WA, USA)

Inventor Professional 2020 (Autodesk, San Rafael, CA, USA)

Invesalius 3.1 (Centre for Information Technology Renato Archer, Amarais, Brasilien)

Matlab R2020a (MathWorks, Natick, MA, USA)

MeshLab v2020.06 (Visual Computing Lab, Istituto di Scienza e Tecnologie dell'Informazione "A. Faedo")

MeshMixer 3.5.474 (Autodesk, San Rafael, CA, USA)

TI Nspire und TI Voyage 200 (CAS von Texas Instruments, Dallas, TX, USA)

6.4 Dokumentation der eigenen Matlabfunktionen

6.4.1 Koordinatentransformation

Die in Kapitel 3.4 „Digitale Weiterverarbeitung“ beschriebene Transformation erfolgt mit einer selbstgeschriebenen Funktion in Matlab. Die automatisierte Interaktion zwischen Excel und Matlab geschieht über das Add-In bzw. Plugin „Spreadsheet Link für Microsoft Excel“.

Die Funktion `transall` mit den Eingaben `F_in` und `b` wird definiert und das Ergebnis auf die Variable `F_out` zugewiesen. Dabei ist `F_in` die Matrix aus Excel, die die Referenzpunkte der neun Kieferrelationen untereinander aufführt. Diese Punkte sind in Achtergruppen organisiert, wobei die Reihenfolge in Kapitel 6.2 den Tabellen 9 und 10 zu entnehmen ist. Die Anzahl der registrierten Kieferrelationen wird mit `b` angegeben (also hier neun). Dadurch ist die Formel allgemeiner und kann auch für kleinere oder größere Versuchsserien wiederverwendet werden.

```
function F_out=transall(F_in,b)
```

Da die Koordinaten der Punkte in Excel der Übersichtlichkeit wegen in den Spalten `x`, `y` und `z` nebeneinander aufgeführt sind, für geometrische Berechnungen im dreidimensionalen Raum jedoch typischerweise Spaltenvektoren verwendet werden, erfolgt hier formal die Transposition der Matrix. So wird aus der 72×3 -Matrix eine 3×72 -Matrix und kann somit als Reihung von 72-Spaltenvektoren aufgefasst werden. Die 72 Einträge

sind folgendermaßen strukturiert: Es beginnt mit den acht Punkten des ersten Registers bei 0 mm Sperrung, dann folgen die acht Punkte des zweiten und dritten Registers. Anschließend setzt sich dieses Schema für Register der Sperrungen 1,5 mm und 3 mm fort, sodass sich mit $3 \times 3 \times 8$ insgesamt 72 Einträge ergeben.

```
F_in=F_in';
```

Auf Grundlage von b wird eine Laufvariable a definiert, die bei jedem Durchlauf der Schleife die Indizes um ein Vielfaches von Acht verändert. Dadurch wird der Input in Achtergruppen segmentiert, sodass die gesamte Berechnung nacheinander für alle Registerate erfolgt. Für $b=9$ ergibt sich also $a=[0 \ 8 \ 16 \ 24 \ 32 \ 40 \ 48 \ 56 \ 64]$.

```
for a=8*(0:(b-1))
    F=F_in(1:3,(1:8)+a);
```

Nachdem der Input in die richtige Form gebracht wurde, erfolgt als erstes die Berechnung der Okklusionsebene E_{OK} über zwei Spannvektoren und einen Stützpunkt.

Spannvektor 1 $SV1$ ist der Vektor von $P_{db \ HKSP \ 16}$ zu $P_{inzisal \ 21}$ und Spannvektor 2 $SV2$ ist der Vektor von $P_{db \ HKSP \ 26}$ zu $P_{inzisal \ 21}$. Das Kreuzprodukt aus den beiden ergibt den Normalenvektor $N \ \vec{n}_{OK}$, der senkrecht auf E_{OK} steht.

```
SV1=F(:,2)-F(:,3);
SV2=F(:,2)-F(:,4);
N=cross(SV2,SV1);
```

Als nächstes wird der Koordinatenursprung des neuen Koordinatensystems K_0 errechnet. Dazu wird $P_{median \ max}$ auf die Okklusionsebene projiziert, indem der Schnittpunkt der Ebene mit einer senkrechten Geraden durch $P_{median \ max}$ bestimmt wird.

In der Normalenform einer Ebene nutzt man den Zusammenhang, dass die Verbindung jedes zur Ebene gehörigen Punktes (Ortsvektor \vec{x}_E) mit dem Stützpunkt der Ebene $P_{inzisal \ 21}$ rechtwinklig zum Normalenvektor ist und daher das Skalarprodukt gleich Null. Die Gerade g besteht aus dem Stützpunkt $P_{median \ max}$ und dem Normalenvektor \vec{n}_{OK} als Richtungsvektor multipliziert mit dem Parameter t . Nach Einsetzen von \vec{x}_g aus der Geradengleichung für \vec{x}_E in E_{OK} wird mit der Funktion `solve` der Wert für t bestimmt. Dafür muss t zuvor als symbolische Variable definiert werden, damit Matlab mit dieser algebraisch rechnen kann.

$$\begin{aligned}
 E_{OK}: \quad \vec{n}_{OK} \cdot (\vec{x}_E - \overline{OP}_{inzisal\ 21}) &= 0 && \text{Normalenform von } E_{OK} \\
 E_{OK}: \quad \vec{n}_{OK} \cdot \vec{x}_E - \vec{n}_{OK} \cdot \overline{OP}_{inzisal\ 21} &= 0 && \text{Ausmultiplizieren} \\
 E_{OK}: \quad \vec{n}_{OK} \cdot \vec{x}_E &= \vec{n}_{OK} \cdot \overline{OP}_{inzisal\ 21} && \text{Umstellen} \\
 g: \quad \vec{x}_g &= \overline{OP}_{median\ max} + t \cdot \vec{n}_{OK} && \text{Parameterform von } g \\
 \vec{n}_{OK} \cdot (\overline{OP}_{median\ max} + t \cdot \vec{n}_{OK}) &= \vec{n}_{OK} \cdot \overline{OP}_{inzisal\ 21} && \text{Gleichsetzen von } g \text{ und } E_{OK} (\vec{x}_g = \vec{x}_E)
 \end{aligned}$$

```

syms t;
t=solve(dot(N,(F(:,1)+t*N))==dot(N,F(:,2)),t);

```

Den neuen Koordinatenursprung K_0 erhält man durch Einsetzen des Wertes für t in die Geradengleichung von g . Der Befehl `double` in Matlab bewirkt die Konversion von der algebraischen, symbolischen Rechenweise in ein numerisches Format (double precision: Entspricht ca. 16 Dezimalstellen als Gleitkommazahl). Will oder muss man Rechenleistung sparen, kann im vorherigen Schritt statt der algebraischen Funktion `solve` die numerische Funktion `vpasolve` verwendet werden. Diese approximiert den gesuchten Wert und gibt direkt eine numerische Lösung aus, weshalb in dem Falle hier der Befehl `double` entfallen könnte.

```

K0=double(F(:,1)+t*N);

```

Um die y -Achse zu definieren, wird als nächstes der Mittelpunkt $Mi6$ M_{16-26} zwischen $P_{ab\ HKSP\ 16}$ und $P_{ab\ HKSP\ 26}$ berechnet. Der Vektor $\overline{M_{16-26}K_0}$ zeigt entlang der neuen y -Achse nach ventral. Um die Skalierung zu erhalten, wird dieser durch seinen Betrag geteilt und man erhält den Einheitsvektor \vec{y}_{neu} . Der Einheitsvektor \vec{z} entsteht analog durch Division des vertikalen Vektors \vec{n}_{OK} durch dessen Länge. Da \vec{y}_{neu} und \vec{z}_{neu} nun schon die Länge eins haben, entsteht durch das Kreuzprodukt der dritte, zu beiden senkrechte Einheitsvektor \vec{x}_{neu} . Die Vektoren \vec{x}_{neu} , \vec{y}_{neu} und \vec{z}_{neu} sind die Basisvektoren des neuen Koordinatensystems.

```

Mi6=F(:,4)+0.5*(F(:,3)-F(:,4));
y=(K0-Mi6)/norm((K0-Mi6));
z=N/norm(N);
x=cross(y,z);

```

Um den Wechsel auf das neue Koordinatensystem elegant zu vollziehen, wird eine erweiterte Transformationsmatrix genutzt. Diese ergänzt die im \mathbb{R}^3 bekannte

3x3-Rotationsmatrix auf eine 4x4-Matrix, um gleichzeitig die Verschiebung zum neuen Koordinatenursprung zu erreichen. Damit die Matrizenmultiplikation möglich ist, muss die Anzahl der Spalten der linken Matrix gleich der Anzahl der Zeilen der rechten Matrix sein. Deshalb müssen auch die Spaltenvektoren der Punkte und Vektoren um eine weitere Komponente ergänzt werden. Dafür kommt bei Vektoren eine Null hinzu und bei Punkten eine Eins. Dadurch werden nur die Punkte vom neuen Koordinatenursprung aus beschrieben und Vektoren nicht verfälscht. Mit K_0 , \vec{x}_{neu} , \vec{y}_{neu} und \vec{z}_{neu} sind alle Bestandteile der erweiterten Transformationsmatrix bekannt.

$$\vec{x}_{neu} = \begin{bmatrix} x_{x\ neu} \\ y_{x\ neu} \\ z_{x\ neu} \end{bmatrix} \quad \vec{y}_{neu} = \begin{bmatrix} x_{y\ neu} \\ y_{y\ neu} \\ z_{y\ neu} \end{bmatrix} \quad \vec{z}_{neu} = \begin{bmatrix} x_{z\ neu} \\ y_{z\ neu} \\ z_{z\ neu} \end{bmatrix} \quad K_0 = \begin{bmatrix} x_{K0} \\ y_{K0} \\ z_{K0} \end{bmatrix}$$

$$T_{neu \rightarrow alt} = \begin{bmatrix} x_{x\ neu} & x_{y\ neu} & x_{z\ neu} & x_{K0} \\ y_{x\ neu} & y_{y\ neu} & y_{z\ neu} & y_{K0} \\ z_{x\ neu} & z_{y\ neu} & z_{z\ neu} & z_{K0} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Da hier jedoch das neue Koordinatensystem aus Sicht des alten Koordinatensystems beschrieben wird, ist die resultierende Transformationsmatrix diejenige, die den Übergang vom neuen zum alten Koordinatensystem beschreibt. Die gesuchte erweiterte Transformationsmatrix ist die inverse Matrix davon (Karpfinger, 2017, S. 397–404; Arens *et al.*, 2018, S. 723–730).

$$T_{alt \rightarrow neu} = T_{neu \rightarrow alt}^{-1}$$

```
tr=[x,y,z,K0];
tr(4,4)=1;
tr=inv(tr);
F=[F;ones(1,8)];
```

Um die Berechnung abzuschließen, wird $T_{alt \rightarrow neu}$ nacheinander mit jedem der acht Punkte der betrachteten Kiefferrelation multipliziert und das Ergebnis an der entsprechenden Stelle in der Zielvariable F_{out} abgelegt.

```
for n=1:8
    F_out(:,n+a)=tr*F(:,n);
end
```

Dieser Algorithmus wird mit der anfangs eröffneten Schleife so lange wiederholt, bis alle Punkte aus F_{in} transformiert wurden. Damit F_{out} in der gleichen Form wie die ursprünglichen Punkte wieder in Excel dargestellt werden kann, wird die Matrix ein

letztes Mal transponiert und die vierte, für die Transformation zusätzlich angelegte, Zeile wieder entfernt.

```
end
F_out=double(F_out(1:3,:))';
```

Durch die Transformation haben die vier Oberkieferpunkte für alle Bissregistrat eines Probanden identische Werte, d. h. der Oberkiefer kann so als Referenz zum Vergleich der Unterkieferpositionen dienen. Deshalb wurden im nächsten Schritt nur die Unterkieferpunkte betrachtet.

Mit der Funktion `all2uk` kann das Ergebnis `F_out` auf eine Liste der Unterkieferpunkte gekürzt werden. Die Anzahl der enthaltenen Kieferrelationen wird wieder mit `b` angegeben (also hier neun). Das Ergebnis wird in der Variable `UK` gespeichert.

```
function UK=all2uk(F_out,b)
for a=[0:(b-1)]
    UK(4*a+[1:4],1:3)=F_out(8*a+[5:8],1:3);
end
```

6.4.2 Errechnen der individuellen Scharnierachse

Nach der Bewertung der Reproduzierbarkeit der mithilfe des CentricGuides gefundenen Kieferrelationen (siehe Kapitel 4.2), erfolgt die Bestimmung der individuellen Scharnierachse nach dem in Kapitel 3.1.2 „Geometrische Vorbetrachtung“ vorgestellten Prinzip. Dazu werden je zwei Paare analoger Punkte aus zwei Kieferrelationen mit verschiedener Bisssperrung (0 mm, 1,5 mm bzw. 3 mm) verrechnet.

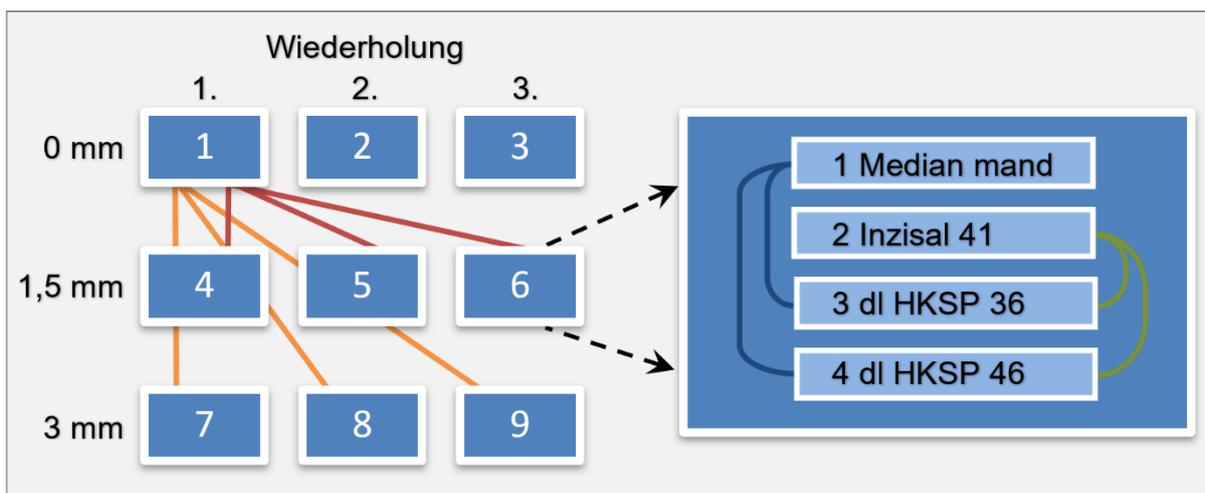


Abbildung 42: Übersicht der Bissregistrat und Paarungen der Punkte innerhalb der Registrat

Mit der Laufvariable b wird der Index des ersten Berechnungspartners angegeben. Abbildung 42 zeigt im linken Bereich exemplarisch den Fall $b=1$, also alle Paarungen für Bissregistrator 1. Laufvariable a gibt den Index des zweiten Berechnungspartners an, also in diesem Beispiel Registrator vier bis sechs sowie sieben bis neun, dargestellt mit roten respektive orangen Linien. Mit $[b-\text{mod}(b-1,3)+3:9]$ ist der Term so formuliert, dass nur Berechnungspartner aus der nächstgrößeren Bissperrung gewählt werden, d. h. für $b>3$ ist $a=[7\ 8\ 9]$. So werden Dopplungen vermieden, aber alle möglichen Kombinationen erfasst.

Die Laufvariable c gibt den ersten Punkt an und d den zweiten. In Abbildung 42 rechts ist mit den blauen Bögen links der Fall $c=1$ und mit den grünen Bögen rechts der Fall $c=2$, jeweils mit $d=[3\ 4]$, dargestellt. Wie der Grafik zu entnehmen ist, wird dabei auf die Verrechnung der beiden anterioren Punkte miteinander bzw. der beiden posterioren Punkte miteinander verzichtet, da diese eine zu kleine Winkeldifferenz bezüglich der Scharnierachse haben, wodurch zusätzliche Ungenauigkeiten entstehen würden. Um alle Kombinationen zu realisieren, werden in Matlab verschachtelte Schleifen genutzt. Das bewirkt, dass für jede der in Abbildung 42 links angedeuteten Paarungen alle rechts gezeigten Punktekombinationen miteinander verrechnet werden.

Die Laufvariable z wird zu Beginn gleich Null gesetzt und erhöht sich bei jedem Durchlauf einer Schleife um eins. Sie wird genutzt, um die Ergebnisse in die Zielvariablen zu indexieren.

```
[h_points,h_n,h_angle]=hinge(UK)
z=0;
for b=[1:6]
    for a=[b-mod(b-1,3)+3:9]
        for c=[1 2]
            for d=[3 4]
```

Um am Ende den Stützpunkt der Scharnierachse zu finden, muss ein Schnittpunkt berechnet werden. Dazu wird später die Funktion `solve` verwendet, weshalb der Parameter t hier als symbolische Variable definiert werden muss. Dadurch wird außerdem der im Verlauf auf t zugewiesene Wert bei jedem neuen Durchlauf der Schleife wieder zurückgesetzt.

```
syms t
```

Zunächst werden die in diesem Durchlauf betrachteten Punkte mithilfe der Indizes a , b , c und d aus UK herausgesucht und auf Variablen zugewiesen. In $v1$, $v2$, $h1$ und $h2$ steht das v jeweils für den vorderen Punkt, das h für den hinteren Punkt und die Zahl gibt an, aus welchem der beiden betrachteten Bissregistrare die Punkte stammen.

Nun sind alle Punkte aus Kapitel 3.1.2 „Geometrische Vorbetrachtung“ angelegt. Dabei entsprechen $v1$, $v2$, $h1$ und $h2$ also P_4 , P_4' , P_3 und P_3' . Wieder werden alle transponiert, um mit Spaltenvektoren zu rechnen.

```
v1=UK(4*(b-1)+c, :)' ;
v2=UK(4*(a-1)+c, :)' ;
h1=UK(4*(b-1)+d, :)' ;
h2=UK(4*(a-1)+d, :)' ;
```

Gegenüber der Visualisierung in der geometrischen Vorbetrachtung können hier Schritte gespart werden. So kann die Richtung der Scharnierachse \vec{n} direkt aus dem Kreuzprodukt der Differenzvektoren der beiden Punktepaare (\vec{v} entspricht $\overrightarrow{P_4'P_4}$ und \vec{h} entspricht $\overrightarrow{P_3'P_3}$ bzw. $\overrightarrow{P_4'P_3}$ verschoben) berechnet werden. Für die weitere Konstruktion werden außerdem die Mittelpunkte M_v und M_h zwischen den vorderen und hinteren Punkten benötigt.

```
v=v1-v2;
h=h1-h2;
n=cross(v,h);
Mv=v2+v/2;
Mh=h2+h/2;
```

Um der numerischen Rechenweise gerecht zu werden, wird in Matlab der Durchstoßpunkt von einer Geraden und einer Ebene, anstatt des Schnittpunktes zwischen zwei Geraden im Raum (wie in der Visualisierung in Inventor) berechnet. Dadurch wird dem Problem vorgebeugt, dass in einer Gleitkommaarithmetik auch bei einem analytisch korrekten Zusammenhang oder einer algebraisch korrekten Gleichung aufgrund der immanenten Rundung von Gleitkommazahlen die Möglichkeit besteht, dass trotzdem keine Gleichheit festgestellt wird. In so einem Fall würden also die beiden Geraden fälschlicherweise für windschief erklärt werden und somit keinen Schnittpunkt teilen. Eine Gerade und eine Ebene hingegen schneiden sich immer in genau einem Punkt, sofern sie nicht parallel zueinander sind.

Mit \vec{vr} wird hier der Richtungsvektor der Mittelsenkrechten g_v auf der Verbindungsstrecke der vorderen zwei Punkte berechnet. Dazu wird das Kreuzprodukt aus \vec{n} und \vec{v} gebildet. Als Stützpunkt der Geraden g_v dient M_v .

```
vr=cross(v,n);
```

Aus dem Punkt M_h soll hingegen, wie gerade beschrieben, eine Ebene E_h aufgespannt werden, die die in Inventor gezeichnete Mittelsenkrechte enthält. Dadurch entfallen weitere Rechenschritte, da die Ebene über den bekannten Vektor \vec{h} als Normalenvektor definiert werden kann. Außerdem müssen h_1 und h_2 nicht in dieselbe Ebene projiziert werden wie v_1 und v_2 .

$$g_v: \quad \vec{x}_g = \overline{OM}_v + t \cdot \vec{vr} \quad \text{Parameterform von } g_v$$

$$E_h: \quad \vec{h} \cdot (\vec{x}_E - \overline{OM}_h) = 0 \quad \text{Normalenform von } E_h$$

$$E_h: \quad \vec{h} \cdot \vec{x}_E = \vec{h} \cdot \overline{OM}_h \quad \text{Ausmultiplizieren und Umstellen}$$

$$\vec{h} \cdot (\overline{OM}_v + t \cdot \vec{vr}) = \vec{h} \cdot \overline{OM}_h \quad \text{Gleichsetzen von } g \text{ und } E_{OK} (\vec{x}_g = \vec{x}_E)$$

Die umgeformte Gleichung wird mit der Funktion `solve` nach t umgestellt und anschließend mit `double` direkt in ein numerisches Format konvertiert.

```
t=double(solve(dot(h,(Mv+t*vr))==dot(h,Mh),t));
```

Durch das Einsetzen des Wertes für t in die Geradengleichung von g_v wird der Stützpunkt $p \in P_{axis}$ der gesuchten Rotationsachse bestimmt.

```
p=Mv+t*vr;
```

Dieser beschreibt zusammen mit dem Richtungsvektor \vec{n} die Rotationsachse vollständig. Um Verwirrung mit t zu vermeiden, ist hier u als Parameter gewählt.

$$g_{axis}: \quad \vec{x}_{axis} = \overline{OP}_{axis} + u \cdot \vec{n} \quad \text{Parameterform der Scharnierachse}$$

Da zu erwarten ist, dass die Achsen annähernd rechtwinklig zur Sagittalebene verlaufen, werden zur Vorbereitung einer einheitlichen grafischen Darstellung nun von allen Achsen die Schnittpunkte mit der Mediansagittalebene gesucht. Diese Punkte haben die gemeinsame Eigenschaft, dass ihre x-Komponente gleich Null ist. Dieser Umstand

wird ausgenutzt, um den passenden Wert für u zu finden, um diesen in die Gleichung von g_{axis} einzusetzen und die Koordinaten des Mittelpunkts P_m zu finden.

$$g_{axis}: \begin{bmatrix} 0 \\ y_{axis} \\ z_{axis} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{P\ axis} \\ y_{P\ axis} \\ z_{P\ axis} \end{bmatrix} + u \cdot \begin{bmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{bmatrix} \quad \text{Schnitt mit Sagittalebene}$$

$$0 = x_{P\ axis} + u \cdot x_n \quad \text{x-Komponenten als Gleichung}$$

$$u = \frac{-x_{P\ axis}}{x_n} \quad \text{Umstellen nach } u$$

```
u=-p(1)/n(1);
pm=p+u*n;
```

Jetzt wird die Laufvariable z um eins erhöht und die y - und z -Komponenten von P_m werden in der Spalte z der Zielvariablen `h_points` abgelegt.

```
z=z+1;
h_points(:,z)=pm(2:3);
```

6.4.3 Richtungen der Achsen in kartesischer und sphärischer Form

Um die verschiedenen Achsen übersichtlich zweidimensional darzustellen, werden die beiden Anteile „Position“ und „Richtung“ separat betrachtet. Als Maß für die Position wurde soeben der Schnittpunkt mit der Mediansagittalebene errechnet. Die Richtungen der Achsen sollen so aufbereitet werden, dass sie als Projektion in einer Halbkugel darstellbar sind.

Dazu werden alle Richtungsvektoren \vec{n} der Geraden so orientiert, dass sie mit einem Anteil in negative x -Richtung (nach links) zeigen, damit die Darstellung am Ende der gewohnten Blickrichtung wie auf ein FRS entspricht. Dazu werden Vektoren umgekehrt, die eine positive x -Komponente haben. Die Orientierung und Position der Geraden werden dadurch nicht beeinflusst. Die Richtungen \vec{n} aller Scharnierachsen werden

in der Form $\begin{bmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{bmatrix}$ mit Durchlauf der Schleifen in Spalte z der Zielmatrix `h_n` abgelegt.

```
if n(1)>0
    n=-n;
end
h_n(:,z)=n;
```

Außerdem werden die Richtungsvektoren in eine Form gebracht, die an Kugelkoordinaten (r, θ, φ) erinnert, nur dass kein Radius angegeben wird, da allein die Richtung von Belang ist. Dazu wird die Funktion `atan2(Y, X)` verwendet. Diese ist eine verbesserte Variante des Arcustangens, die das Problem der Polstellen von Tangens bei $\pm \frac{\pi}{2}$ umgeht und einen Wertebereich von einem Vollkreis statt einem Halbkreis hat. Nach Eingabe der Längen der Ankathete und Gegenkathete wird der zugehörige Winkel zurückgegeben. Die Längen können auch negativ sein, zu beachten ist nur, dass in Matlab der Input in der Reihenfolge Y,X und nicht X,Y erfolgt, also anders als in der Mathematik sonst üblich.

So wird `phi` aus den z- und y-Komponenten von \vec{n} berechnet. Diese Variable gibt bei Projektion in die yz-Ebene (Sagittalebene) den Winkel zwischen \vec{n} und der positiven y-Achse (nach vorne) an. Positive Winkel zeigen nach oben, negative nach unten und das Ergebnis steht im Bogenmaß.

Als `theta` wird der räumliche Winkel von \vec{n} gegenüber der negativen x-Achse (nach links) mit der Funktion `subspace` berechnet. Dieser Winkel ist immer positiv und wird für die spätere Darstellung mit `rad2deg` in Grad umgewandelt.

Alle Werte werden in der Spalte `z` der entsprechenden Variablen abgelegt. Mit Durchlauf der Schleifen verlängern sich so die Zeilenvektoren `phi` und `theta`. Abschließend werden `phi` und `theta` in der Zielmatrix `h_angle` gespeichert und damit die in Kapitel 3.4.2 begonnene Funktion abgeschlossen.

```

        phi(z)=atan2(n(3),n(2));
        theta(z)=rad2deg(subspace(n,[-1;0;0]));
    end
end
end
end
h_angle=[phi;theta];
end

```

6.4.4 2D-Darstellung der Achsen mit Bagplots und polaren Scatterplots

Die Verteilung der Stützpunkte der Scharnierachsen in der Mediansagittalebene wird mit Bagplots, der mehrdimensionalen Verallgemeinerung der bekannten Box-Plots, visualisiert (Rousseeuw *et al.*, 1999). Dafür werden Funktionen aus der LIBRA-Matlab-

Toolbox (Library for Robust Analysis) verwendet, die an der Universität Leuven in den Niederlanden entwickelt wurde (Verboven und Hubert, 2005; 2010).

Die grafische Darstellung erfolgt mit der Funktion `bagplot` (LIBRA-Toolbox). Dazu wird `h_points` ins richtige Input-Format transponiert und die Achsen gleich skaliert.

```
bagplot(h_points'); axis equal
```

Die Richtungen der Achsen werden in einem polaren Plot als Projektion in eine Halbkugel dargestellt. Für diese Ansicht kann kein Bagplot erstellt werden, da die Bagplot-Funktion auf einer Wichtung der Datenpunkte nach dem halfspace-depth-Algorithmus (Rousseeuw und Ruts, 1996) basiert. Dieser arbeitet bis zu einem gewissen Punkt mit einer Sortierung entlang der kartesischen Achsen. Diese Algorithmen sind also auf die euklidische Geometrie ausgelegt und deshalb nicht ohne Weiteres auf nichteuklidische Geometrien, wie die elliptische Geometrie auf einer Kugeloberfläche, adaptierbar.

Deshalb wird die Wichtung der Punkte in der Projektion basierend auf den Strecken zwischen allen Punkten vorgenommen. Der Punkt, der den geringsten kumulativen Abstand zu allen anderen Punkten hat, heißt Fermat-Punkt, ist jedoch meist nicht Teil der eingegebenen Punktemenge. Um weniger von Ausreißern beeinflusst zu werden, wird hier stattdessen, wie beim eindimensionalen Median, aus dem vorhandenen Datensatz der Punkt ausgewählt, der summiert den geringsten Abstand zu allen anderen Punkten hat.

Diese Wichtung erfolgt mit der Funktion `ellipticmedian`. Wie bei der `bagplot` Funktion werden die Wichtungen bzw. Kategorien der Punkte als Structure Array ausgegeben. Da die Abstände von Punkten auf einer Kugeloberfläche als Winkel mit dem Kugelmittelpunkt als Scheitelpunkt angegeben werden können, werden die Winkel zwischen allen Richtungsvektoren aus `h_n` berechnet und in der Matrix `winkel` gespeichert. Die Berechnung erfolgt mit `subspace`, wodurch berücksichtigt wird, dass Winkel zwischen Geraden höchstens 90° betragen können und nicht 180° wie bei entgegengesetzt ausgerichteten Vektoren. Bezogen auf die Halbkugelprojektion bedeutet das, dass der Rand der Halbkugel im Sinne der Quotiententopologie in entgegengesetzter Orientierung mit sich selbst verklebt ist (Gathmann, 2017), sodass Antipoden als äquivalent angesehen werden. Dazu gehen die Laufvariablen `a` und `b` in verschachtelten Schleifen bis `n`, der Anzahl der Richtungsvektoren in `h_n`. Auf diese

Weise wird zunächst nur das obere rechte Dreieck der Matrix mit Ergebnissen gefüllt. Alle Werte der Diagonalen sind ohnehin gleich Null, da der Winkel jedes Vektors zu sich selbst Null ist. Das obere Dreieck der Matrix wird mit `triu` ausgewählt, transponiert und zur Ausgangsmatrix addiert, da der Winkel zwischen z. B. Punkt 5 und 9 derselbe ist wie zwischen Punkt 9 und 5. Durch das Kopieren und Spiegeln der Werte an der Diagonalen wird die doppelte Berechnung vermieden und der Algorithmus recheneffizienter.

```
function e_med=ellipticmedian(h_n,h_angle)
a=1;
n=length(h_n);
winkel=zeros(n);
while a<n
    b=a+1;
    while b<=n
        winkel(a,b)=subspace(h_n(:,a),h_n(:,b));
        b=b+1;
    end
    a=a+1;
end
winkel=winkel+triu(winkel)';
```

Mit `sum` werden die Werte in `winkel` spaltenweise addiert, anschließend transponiert und mit dem Index des Punktes versehen. Die resultierende Matrix `summen` enthält untereinander die Summe aller Winkel zum betrachteten Punkt in der ersten Spalte und in der zweiten Spalte die Position des betrachteten Punktes in der Eingabematrix `h_n`. Nun werden die Zeilen dieser Liste in aufsteigender Reihenfolge nach der Winkelsumme in Spalte eins sortiert. Dementsprechend steht danach der Index des gesuchten Mittelpunktes in der ersten Zeile rechts und wird in das Feld `center` des Structure Arrays `e_med` abgelegt. Die Indices der Punkte, die zu den 50 % mit den kleinsten Winkelsummen gehören, werden ohne den Mittelpunkt im Feld `bag` gespeichert, alle anderen in `outer`. Mit der Funktion `floor` resultiert auch bei einer ungeraden Gesamtzahl `n` ein Integer, um so eine saubere Referenzierung zu ermöglichen.

```
summen=[sum(winkel)', [1:n]'];
summen=sortrows(summen);
e_med.center=summen(1,2);
e_med.bag=summen(2:floor(n/2),2);
e_med.outer=summen([(floor(n/2)+1):n],2);
```

Abschließend wird mit `polarscatter` ein polares Streudiagramm erstellt und dabei der Mittelpunkt, die mittleren beiden Quartile und die Randquartile unterschiedlich dargestellt. Da die Punkte in `h_n` und `h_angle` gleich sortiert sind, können die Felder von `e_med` für die Zuteilung der Darstellung verwendet werden. Die erste Spalte von `h_angle` enthält die φ -Werte der Richtungsvektoren, welche als Winkel in Radiant in die Funktion `polarscatter` eingehen, in der Darstellung allerdings in Grad angezeigt werden. Damit beide Achsen die gleichen Einheiten haben, wurden die θ -Werte entsprechend in Grad gespeichert. Diese gehen als Radius in den Plot ein und erfahren beim Zeichnen keine nachträgliche Umrechnung. Mit `hold on` wird erreicht, dass die Punkte aller Darstellungsgruppen in einen gemeinsamen Plot gezeichnet werden. Beide polaren Achsen werden in Grad beschriftet und der Radius in der Darstellung von 0 bis 90° eingestellt, damit auch bei geringer Streuung immer die komplette Halbkugel abgebildet wird. Die Beschriftung in der Mitte für 0° entfällt, um die Datenpunkte nicht zu verdecken.

```

polarscatter(h_angle(1,e_med.outer),h_angle(2,e_med.outer),'.b');hold on;
thetatickformat('degrees'); rlim([0 90]); rticks(0:15:90);
rticklabels(['',strcat(string(15:15:90),{'°'})]); pax=gca; pax.LineWidth=1;
polarscatter(h_angle(1,e_med.bag),h_angle(2,e_med.bag),'+g');
polarscatter(h_angle(1,e_med.center),h_angle(2,e_med.center),'or')
polarscatter(h_angle(1,e_med.center),h_angle(2,e_med.center),'+r')
end

```

6.4.5 3D-Darstellung der Achsen

Für die 3D-Darstellung der Scharnierachsen wird zusätzlich ein segmentiertes Knochenmodell aus einer zugehörigen DVT-Aufnahme zur Orientierung und Einschätzung der Position der Achsen lagerichtig eingebunden. Die Segmentierung des DVT-Datensatzes (siehe Kapitel 4.1) erfolgt in InVesalius 3.1 mit einer globalen Threshold-Segmentierung und im Bereich der Kiefergelenke manueller Segmentierung. Nach STL-Export erfolgt eine Glättung in Meshmixer 3.5.474 (Autodesk, San Rafael, CA, USA) und in MeshLab eine Vereinfachung des Meshes mit „Quadric Edge Collapse Decimation“ zur Reduktion der Dateigröße und zur besseren Darstellung in Matlab. Das Modell mit Knochen wird an einem bekannten Registrat per ICP ausgerichtet und diese Orientierung mit „Freeze Current Matrix“ in die Datei umgesetzt.

Die Funktion `hinge3D` erzeugt einen 3D-Plot der Achsen, die aus der Variable `UK` berechnet werden. Diese werden gemeinsam mit dem knöchernen Unterkiefer und dem Oberkieferzahnkranz in einem Würfel von 30 cm Kantenlänge dargestellt.

```
function hinge3D(UK)
```

Da die STL-Modelle in MeshLab nicht exakt gemäß der Definition des Koordinatensystems ausgerichtet werden können, wird die erweiterte Transformationsmatrix (vgl. S. 94 $T_{neu \rightarrow alt}$) `mat10` eingeführt, die später die errechneten Achsen an die Position der 3D-Modelle anpasst, sodass die Achsen räumlich korrekt zu den Modellen passen.

```
mat10=
[0.999721593364850 -0.017645668080362 -0.015714490763378 -0.101062570477888;
 0.017803437443225 0.999794354665708 0.009931994801781 -0.781211098079061;
 0.015536436952293 -0.010209294722832 0.999824369368476 -0.055215361917135;
 0 0 0 1.000000000000000];
```

Anschließend wird die Unterkiefer-stl-Datei mit dem „STL File Reader“ (Johnson, 2011) importiert und mit `patch` dargestellt. Mit dem Befehl `hold on` werden die nächsten Figuren ins selbe Koordinatensystem gezeichnet.

```
jaw=stlread('Unterkiefer.stl');
patch('Faces',jaw.faces,'Vertices',jaw.vertices,'Facecolor',[1 1 1],
'EdgeColor',[0.85 0.85 0.85]);
view(145,20); hold on;
```

Der Zahnkranz des Oberkiefers wird ebenfalls importiert und auf die gleiche Weise zur Darstellung gebracht.

```
OK=stlread('Oberkiefer.stl');
patch('Faces',OK.faces,'Vertices',OK.vertices,'Facecolor',[1 1 1],
'EdgeColor',[0.85 0.85 0.85]);
```

Der folgende Abschnitt gleicht der Funktion `hinge` bis zur Berechnung des Schnittpunktes p_m der Scharnierachse mit der Mediansagittalebene und ist hier deshalb nicht erneut aufgeführt. Ausgehend von diesem Mittelpunkt werden mithilfe des normierten Richtungsvektors n anschließend zwei Punkte P_1 und P_2 im Abstand von 110 mm berechnet. Ein Wert für den interkondylären Abstand, der bei verschiedenen Artikulatoren verwendet wird. Den beiden Punkten wird dann als Vorbereitung für die

Transformation als vierte Komponente eine 1 angehängt. Nach erfolgter Multiplikation mit `mat10` werden die Punkte wieder auf drei Komponenten gekürzt.

```
n=n/norm(n); p1=pm+55*n; p2=pm-55*n;
p1=[p1;1]; p1=mat10*p1; p1=p1(1:3);
p2=[p2;1]; p2=mat10*p2; p2=p2(1:3);
```

Da die Laufvariablen `a` und `b` die Nummer der in die Berechnung eingehenden Registerate sind, können sie dafür genutzt werden, in der Darstellung die Achsen mithilfe von RGB-Werten in der Variable `farbe` voneinander abzugrenzen.

```
if b==1 || b==2 || b==3
    farbe=[0.4660, 0.6740, 0.1880]; %grün
    if a==7 || a==8 || a==9
        farbe=[0, 0.4470, 0.7410]; %blau
    else
        end
else
    farbe=[0.8500, 0.3250, 0.0980]; %orange
end
```

Die Punkte P_1 und P_2 werden nun im 3D-Plot mit einer Linie der entsprechenden `farbe` verbunden. Die Achsen werden gleich skaliert und der betrachtete Bereich auf einen Würfel von 30 cm Kantenlänge eingegrenzt, in dem die Kiefer enthalten sind.

```
plot3([p1(1,1) p2(1,1)], [p1(2,1) p2(2,1)], [p1(3,1) p2(3,1)],
'color', farbe)
end
end
axis equal
xlim([-150 150]); ylim([-275 25]); zlim([-150 150]);
end
end
```

Der 3D-Plot wird mit der Funktion `fig2u3d` (Filippidis *et al.*, 2019) über das IDTF-Format als U3D-Datei exportiert. Diese kann mit Acrobat Pro DC 2021 (Adobe, San José, CA, USA) als 3D-Inhalt in ein PDF-Dokument integriert werden. Die interaktive 3D-Darstellung bietet gegenüber konventionellen 2D-Projektionen ein besseres und leichteres Verständnis der dargestellten Ergebnisse (Barnes *et al.*, 2013).

6.5 Verzeichnis der interaktiven 3D-Inhalte

Zur interaktiven Betrachtung im Adobe Acrobat Reader müssen folgende Einstellungen vorgenommen werden: Im Menü „Bearbeiten“ wird „Einstellungen“ ausgewählt (Strg + K). Im sich dann öffnenden Fenster muss in der Kategorie „3D&Multimedia“ der Haken bei „Wiedergabe von 3D-Inhalten aktivieren“ gesetzt und mit „OK“ bestätigt werden. Wird anschließend abgefragt, ob dem Dokument vertraut werden soll, so muss dies bestätigt werden.

Interaktiver 3D-Inhalt 1: Alle Schritte der geometrischen Konstruktion.....	59
Interaktiver 3D-Inhalt 2: Errechnete Scharnierachsen im Kontext der Zahnreihen und des Unterkiefers (0 vs. 1,5 mm Bissperrung grün, 0 vs. 3 mm blau und 1,5 vs. 3 mm orange)	78
Interaktiver 3D-Inhalt 3: Errechnete Scharnierachsen im Kontext der Zahnreihen und des Unterkiefers (R1 vs. R1.1 grün, R1 vs. R2.1 blau und R1 vs. R3.1 orange)	80

6.6 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Fortschritte der automatischen Segmentierung knöcherner Strukturen aus 3D-Röntgendatensätzen im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich	21
Tabelle 2: Verschiedene semi-automatische Verfahren und Softwares zur Segmentierung von Knochen und Zahnwurzeln	22
Tabelle 3: Messungengenauigkeit der Zahnbreite von 16 in mm (Dalstra und Melsen 2009)	24
Tabelle 4: Auswahl von FEM-Studien zu kieferorthopädischer Zahnbewegung bzw. initialer Zahnbeweglichkeit - Übersicht der Methodik.....	34
Tabelle 5: ICP-Parameter	64
Tabelle 6: Auswertung der Kieferrelationen.....	70
Tabelle 7: Beispiel zur Verdeutlichung (Vergleich R1 mit R4)	72
Tabelle 8: Koordinaten der Referenzpunkte nach selbstständiger Kieferöffnung	79
Tabelle 9: Koordinaten der Referenzpunkte (Teil 1)	89
Tabelle 10: Koordinaten der Referenzpunkte (Teil 2)	90

6.7 Bildnachweis/Abbildungsverzeichnis

Die Abbildungen 1, 3, 7, 8 und 40 sind aus den angegebenen Quellen zitiert und ggf. modifiziert. Abbildung 9 ist modifiziert nach einem GIF von der Homepage des Herstellers: <https://www.theratecc.de/digitale-bissnahme/> Die freundliche Genehmigung zur Nutzung im Rahmen dieser Arbeit liegt vor. Alle anderen Fotos und Grafiken wurden selbst erstellt.

Abbildung 1: Nur alle Punkte zu verbinden, ohne die Reihenfolge und Art der Verbindung zu spezifizieren, muss nicht das gewünschte Ergebnis zur Folge haben (Riemann und Heuer 2016)	16
Abbildung 2: Vergleich von Polylinie (links) und interpolierter Spline (rechts) in einer Skizze (Screenshot aus Autodesk Inventor).....	16
Abbildung 3: Die Güte der Approximation hängt von der Art und Genauigkeit des verwendeten Algorithmus ab (Riemann und Heuer 2016).....	17
Abbildung 4: Lichtreflexion einer Kugel mit Lichtquelle von links oben links: 3D-gedruckte Kugel, PETG, 0,3 mm Schichhöhe, Veränderung	

der Reflexion bei Rotation des Körpers, rechts: glatte Kugel mit gleichbleibender Reflexion bei Rotation, oben: real, unten: virtuell	17
Abbildung 5: Übersicht der Zahnbewegungen in Translation (a Intrusion, b Extrusion, c Mesialisierung, d Distalisierung) und Rotation (e Tip) Ansicht von vestibulär	31
Abbildung 6: Übersicht der Zahnbewegungen in Translation (f In, g Out) und Rotation (h Torque, i Derotation) Ansicht von mesial	31
Abbildung 7: Schema eines Algorithmus zur Simulation von Langzeit Zahnbewegung - Modifiziert nach Figure 2 (Hamanaka et al. 2017, S. 603)	37
Abbildung 8: Technologie-Reifegrad (TRL) patientenspezifischer FE-Modelle in der Kieferorthopädie - Modifiziert nach Figure 1 (Carlier et al. 2015, S. 9)	39
Abbildung 9: Darstellung der Funktionsweise des CentricGuides - Stützstift in Grau, Sensor in Rot, vertikaler Momentanwert grün, bisheriger Maximalwert blau (Bild mit Genehmigung von theratecc).....	55
Abbildung 10: Inventormodell der Kieferöffnung	56
Abbildung 11: Rotation eines Punktes in einem zylindrischen Koordinatensystem	56
Abbildung 12: Zusammenführen der Spannvektoren mittels Hilfsebene	57
Abbildung 13: Geometrische Konstruktion der Rotationsachse	58
Abbildung 14: Vorbereitung	60
Abbildung 15: Aufzeichnung	61
Abbildung 16: Bissregistrierung	62
Abbildung 17: Median zwischen den OK-Inzisivi	65
Abbildung 18: Inzisalkante von 21	65
Abbildung 19: Median zwischen den UK-Inzisivi	65
Abbildung 20: Inzisalkante von 41	65
Abbildung 21: Distolinguale Höckerspitze von 46.....	65
Abbildung 22: Distolinguale Höckerspitze von 36.....	65
Abbildung 23: Distobukkale Höckerspitze von 26.....	65
Abbildung 24: Distobukkale Höckerspitze von 16.....	65
Abbildung 25: Linkes Gelenk, laterale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2.....	67

Abbildung 26: Linkes Gelenk, zentrale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2.....	67
Abbildung 27: Linkes Gelenk, mediale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2.....	68
Abbildung 28: Rechtes Gelenk, laterale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2.....	68
Abbildung 29: Rechtes Gelenk, zentrale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2.....	68
Abbildung 30: Rechtes Gelenk, mediale Schicht, von links nach rechts: DVT, MRT T1, MRT T2.....	68
Abbildung 31: Okklusale Ansicht	71
Abbildung 32: Laterale Ansicht	71
Abbildung 33: Frontale Ansicht	71
Abbildung 34: Diagramm Overjet und Overbite	75
Abbildung 35: alle Registrate R1–R9: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittiger Ausschnitt (rechts) in mm	77
Abbildung 36: 0 mm vs. 1,5 mm Bissperrung: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittiger Ausschnitt (rechts) in mm	77
Abbildung 37: 0 mm vs. 3 mm Bissperrung: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittiger Ausschnitt (rechts) in mm	77
Abbildung 38: 1,5 mm vs. 3 mm Bissperrung: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), Bagplot der Schnittpunktverteilung in der Sagittalebene (mittig), mittiger Ausschnitt (rechts) in mm	77
Abbildung 39: Selbstständige Öffnung aus R1: Halbkugelprojektion der Richtungsvektoren (links), vergrößerter Ausschnitt (mittig), Bagplot der Achsverteilung in der Sagittalebene (rechts) in mm	79
Abbildung 40: ICR-Koordinaten aller Probanden während der okklusionsnahen 10° der Mundöffnung (blau) und des Mundschlusses (rot) in der Sagittalebene in mm - Adaptiert nach Figure 6 (Krohn et al. 2020)...	83

Abbildung 41: Koordinaten der Schnittpunkte der Scharnierachsen mit der Mediansagittalebene errechnet aus einer maximalen Differenz von $2,43^\circ$ der Mundöffnung (R1-R9) im okklusionsnahen Bereich in mm 83

Abbildung 42: Übersicht der Bissregistratur und Paarungen der Punkte innerhalb der Registratur 95

Literaturverzeichnis

- Abduo, J. und Elseyoufi, M. (2018), „Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors“, *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 26. Jg., Nr. 3, S. 101–121.
- Ahlers, M. O. (2009), „The attachment of a paraocclusal tray adapter to the lower arch for axiography. An improved procedure“, *Journal of Craniomandibular Function*, 1. Jg., Nr. 3, S. 241–250.
- Ahlers, M. O., Edelhoff, D. und Jakstat, H. A. (2019), „Reproduction accuracy of articulator mounting with an arbitrary face-bow vs. average values - a controlled, randomized, blinded patient simulator study“, *Clinical oral investigations*, 23. Jg., Nr. 3, S. 1007–1014.
- Al-Haj Husain, N., Molinero-Mourelle, P., Janner, S. F. M., Brägger, U., Özcan, M., Schimmel, M., Revilla-Léon, M. und Abou-Ayash, S. (2021), „Digital workflow for implant-supported fixed complete dentures based on backwards planning in an edentulous patient“, *International journal of computerized dentistry*, 24. Jg., Nr. 1, S. 89–101.
- Almutairi, T., Naudi, K., Nairn, N., Ju, X., Whitters, J. und Ayoub, A. (2018), „Replacement of the Distorted Dentition of the Cone-Beam Computed Tomography Scans for Orthognathic Surgery Planning“, *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 76. Jg., Nr. 7, S. 1561.e1–1561.e8.
- Al-Rawi, B., Hassan, B., Vandenberghe, B. und Jacobs, R. (2010), „Accuracy assessment of three-dimensional surface reconstructions of teeth from cone beam computed tomography scans“, *Journal of oral rehabilitation*, 37. Jg., Nr. 5, S. 352–358.
- Altieri, F., Padalino, G., Guarnieri, R., Barbato, E. und Cassetta, M. (2020), „Computer-guided palatal canine disimpaction: a technical note“, *International journal of computerized dentistry*, 23. Jg., Nr. 3, S. 219–224.
- Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H. und Mukdadi, O. M. (2011), „Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139. Jg., Nr. 1, S. e59–e71.
- Ammoury, M. J., Mustapha, S., Dechow, P. C. und Ghafari, J. G. (2019), „Two distalization methods compared in a novel patient-specific finite element analysis“,

- American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156. Jg., Nr. 3, S. 326–336.
- Andrews, L. F. (1972), „The six keys to normal occlusion“, *American journal of orthodontics*, 62. Jg., Nr. 3, S. 296–309.
- Andrews, L. F. (2015), „The 6-elements orthodontic philosophy: Treatment goals, classification, and rules for treating“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 148. Jg., Nr. 6, S. 883–887.
- Arens, T., Hettlich, F., Karpfinger, C., Kockelkorn, U., Lichtenegger, K. und Stachel, H. (2018), „Analytische Geometrie – Rechnen statt Zeichnen“, in Arens, T., Hettlich, F., Karpfinger, C., Kockelkorn, U., Lichtenegger, K. und Stachel, H. (Hg.), *Mathematik*, 4. Aufl. 2018, Springer, Berlin, Heidelberg, S. 697–740.
- Baghdadi, D., Reimann, S., Keilig, L., Reichert, C., Jäger, A. und Bourauel, C. (2019), „Biomechanical analysis of initial incisor crowding alignment in the periodontally reduced mandible using the finite element method“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 80. Jg., Nr. 4, S. 184–193.
- Barber, S. (2019), „Shared decision-making in orthodontics: Are we there yet?“, *Journal of orthodontics*, 46. Jg., Nr. 2, Beilage 1: Contemporary issues in orthodontics, S. 21–25.
- Barnes, D. G., Vidiassov, M., Ruthensteiner, B., Fluke, C. J., Quayle, M. R. und McHenry, C. R. (2013), „Embedding and publishing interactive, 3-dimensional, scientific figures in Portable Document Format (PDF) files“, *PLoS ONE*, 8. Jg., Nr. 9, Artikel-Nr. e69446.
- Barreto, M. S., Da Silva Barbosa, I., Miranda Leite-Ribeiro, P., de Araújo, T. M. und Almeida Sarmiento, V. (2020), „Accuracy of the measurements from multiplanar and sagittal reconstructions of CBCT“, *Orthodontics & craniofacial research*, 23. Jg., Nr. 2, S. 223–228.
- Bartley, N., Türk, T., Colak, C., Elekdağ-Türk, S., Jones, A., Petocz, P. und Darendeliler, M. A. (2011), „Physical properties of root cementum: Part 17. Root resorption after the application of 2.5° and 15° of buccal root torque for 4 weeks: a microcomputed tomography study“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139. Jg., Nr. 4, S. e353–e360.

- Bäumer, P., Gradl, J., Sommer, A., Bendszus, M., Lux, C. J. und Zingler, S. (2015), *Kraniometrische und gnathometrische Analyse mittels MRT-Untersuchung im Vergleich zum Fernröntgenseitenbild*, 88. Jahrestagung DGKFO, Mannheim, Vortrag V05.
- Begg, P. R. (1956), „Differential force in orthodontic treatment“, *American journal of orthodontics*, 42. Jg., Nr. 7, S. 481–510.
- Berneburg, M., Schubert, C., von Einem, C., Schaupp, E., Möller, M. und Göz, G. (2010), „The Reproducibility of Landmarks on Threedimensional Images of 4- to 6-year-old Children“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 71. Jg., Nr. 4, S. 256–264.
- Beuer, F., Schweiger, J., Hey, J., Güth, J.-F., Edelhoff, D. und Stimmelmayer, M. (2015), „Das Münchener Implantatkonzept (MIC): Eine praxisreife Kombination von Intraoralscanner und digitaler Fertigung“, *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie*, 31. Jg., Nr. 3, S. 206–215.
- Bică, C., Mártha, K., Cerghizan, D., Suciuc, M., Petcu, B., Bică, D. und Eşian, D. (2015), „Mathematical models of teeth with alveolar bone resorption and biomechanical phenomena due to orthodontic forces“, *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials*, 17. Jg., Nr. 11–12, S. 1756–1760.
- Birk, F., Bontiz, L. und Haßfeld, S. (2015), *Bestimmung der Abweichung bei Analysepunkten zwischen 2-dimensionalen und 3-dimensionalen radiologischen Verfahren*, 88. Jahrestagung DGKFO, Mannheim, Vortrag V01.
- Bittner, W.-T. (2014), „SureSmile® 7.0 – Digitale kieferorthopädische Behandlung“, ZWP online, verfügbar unter <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/kieferorthopaedie/grundlagen/suresmile-7-0-digitale-kieferorthopaedische-behandlung>.
- Bosman, A. E. (1974), „Hinge axis determination of the mandible. An investigation of the accuracy of mandibular hinge axis determination by the kinematic method as compared with substitutive approximations“, Dissertation, Tandheelkundig Instituut, Rijksuniversiteit te Utrecht, 1974.
- Bourauel, C., Keilig, L., Rahimi, A., Reimann, S., Ziegler, A. und Jäger, A. (2007), „Computer-aided Analysis of the Biomechanics of Tooth Movements“, *International journal of computerized dentistry*, 10. Jg., Nr. 1, S. 25–40.

- Bourauel, C., Vollmer, D. und Jäger, A. (2000), „Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 61. Jg., Nr. 4, S. 266–279.
- Bouwens, D. G., Cevidanes, L., Ludlow, J. B. und Phillips, C. (2011), „Comparison of mesiodistal root angulation with posttreatment panoramic radiographs and cone-beam computed tomography“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139. Jg., Nr. 1, S. 126–132.
- Bräunig, B. (2012), „Zentrische Kondylenpositionsanalyse. Übersicht und klinische Bewertung nach Untersuchungen mittels computergestützter Messsysteme“, Dissertation, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Ernst-Moritz-Arndt-Universität, Greifswald, 2012.
- Brewka, R. E. (1981), „Pantographic evaluation of cephalometric hinge axis“, *American journal of orthodontics*, 79. Jg., Nr. 1, S. 1–19.
- Buch, K., Thuesen, A. C. B., Brøns, C. und Schwarz, P. (2019), „Chronic Non-bacterial Osteomyelitis: A Review“, *Calcified tissue international*, 104. Jg., Nr. 5, S. 544–553.
- Bumann, A. (2021a), *Grundlagen der Manuellen Strukturanalyse I*, Modul 6, *Klinische Funktionsanalyse und Manuelle Strukturanalyse in der täglichen Praxis - CMD Professional I*, Webinar, Aufzeichnung.
- Bumann, A. (2021b), *Praxisorientiertes Konzept zur Funktionsdiagnostik I*, Modul 2, *Klinische Funktionsanalyse und Manuelle Strukturanalyse in der täglichen Praxis - CMD Professional I*, Webinar, Aufzeichnung.
- Bumann, A. und Lotzmann, U. (2000), *Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien*, Rateitschak, K.-H., Wolf, H. F. (Hg.), *Farbatlanten der Zahnmedizin*, Bd. 12, Thieme, Stuttgart.
- Bürger, R., Krohn, S., Gersdorff, N. und Frahm, J. (2016), „Darstellung der Kiefergelenksfunktion mittels Echtzeit-MRT“, *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, 71. Jg., Nr. 4, S. 292–296.
- Burian, E., Probst, F. A., Weidlich, D., Cornelius, C.-P., Maier, L., Robl, T., Zimmer, C., Karampinos, D. C., Ritschl, L. M. und Probst, M. (2020a), „MRI of the inferior alveolar nerve and lingual nerve-anatomical variation and morphometric benchmark values of nerve diameters in healthy subjects“, *Clinical oral investigations*, 24. Jg., Nr. 8, S. 2625–2634.

- Burian, E., Sollmann, N., Ritschl, L. M., Palla, B., Maier, L., Zimmer, C., Probst, F., Fichter, A., Miloro, M. und Probst, M. (2020b), „High resolution MRI for quantitative assessment of inferior alveolar nerve impairment in course of mandible fractures: an imaging feasibility study“, *Scientific reports*, 10. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 11566.
- Bürklein, S., Schloss, T., Semper, M. und Thonemann, B. (2021), „DVT in der chirurgischen Endodontie – ein "Must-have"?!“, *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, 76. Jg., Nr. 2, S. 85–95.
- Burstone, C. J. (1981), „Variable-modulus orthodontics“, *American journal of orthodontics*, 80. Jg., Nr. 1, S. 1–16.
- Çakmak, F., Türk, T., Karadeniz, E. I., Elekdağ-Türk, S. und Darendeliler, M. A. (2014), „Physical properties of root cementum: part 24. Root resorption of the first premolars after 4 weeks of occlusal trauma“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145. Jg., Nr. 5, S. 617–625.
- Carlier, A., Geris, L., Lammens, J. und van Oosterwyck, H. (2015), „Bringing computational models of bone regeneration to the clinic“, *Wiley interdisciplinary reviews: Systems biology and medicine*, 7. Jg., Nr. 4, S. 183–194.
- Carvalho, L. E., Sobieranski, A. C. und von Wangenheim, A. (2018), „3D Segmentation Algorithms for Computerized Tomographic Imaging: a Systematic Literature Review“, *Journal of digital imaging*, 31. Jg., Nr. 6, S. 799–850.
- Cassetta, M., Guarnieri, R. und Altieri, F. (2020), „The combined use of clear aligners and computer-guided piezocision: a case report with a 2-year follow-up“, *International journal of computerized dentistry*, 23. Jg., Nr. 1, S. 57–71.
- Castilla, A. E., Crowe, J. J., Moses, J. R., Wang, M., Ferracane, J. L. und Covell, D. A. (2014), „Measurement and comparison of bracket transfer accuracy of five indirect bonding techniques“, *The Angle orthodontist*, 84. Jg., Nr. 4, S. 607–614.
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M. und Melsen, B. (2005), „The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement“, *Journal of dental research*, 84. Jg., Nr. 5, S. 428–433.
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M. und Melsen, B. (2009), „Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element“, *Orthodontics & craniofacial research*, 12. Jg., Nr. 2, S. 120–128.

- Cha, B. K., Choi, J. I., Jost-Brinkmann, P. G. und Jeong, Y. M. (2007), „Applications of three-dimensionally scanned models in orthodontics“, *International journal of computerized dentistry*, 10. Jg., Nr. 1, S. 41–52.
- Chakravorty, D. (2019), „The Most Common 3D File Formats“, *All3DP*, 31 August, verfügbar unter <https://all3dp.com/3d-file-format-3d-files-3d-printer-3d-cad-vrml-stl-obj/>.
- Chan, E. und Darendeliler, M. A. (2005), „Physical properties of root cementum: Part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127. Jg., Nr. 2, S. 186–195.
- Chan, E. und Darendeliler, M. A. (2006), „Physical properties of root cementum: part 7. Extent of root resorption under areas of compression and tension“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129. Jg., Nr. 4, S. 504–510.
- Chang, H.-P. und Tseng, Y.-C. (2018), „A novel β -titanium alloy orthodontic wire“, *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 34. Jg., Nr. 4, S. 202–206.
- Chang, Y.-B., Xia, J. J., Yuan, P., Kuo, T.-H., Xiong, Z., Gateno, J. und Zhou, X. (2013), „3D segmentation of maxilla in cone-beam computed tomography imaging using base invariant wavelet active shape model on customized two-manifold topology“, *Journal of X-ray science and technology*, 21. Jg., Nr. 2, S. 251–282.
- Chen, J., Li, W., Swain, M. V., Ali Darendeliler, M. und Li, Q. (2014), „A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement“, *Journal of biomechanics*, 47. Jg., Nr. 7, S. 1689–1695.
- Chochlidakis, K., Papaspyridakos, P., Tsigarida, A., Romeo, D., Chen, Y.-W., Natto, Z. und Ercoli, C. (2020), „Digital Versus Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Prospective Study on 16 Edentulous Maxillae“, *Journal of prosthodontics*, 29. Jg., Nr. 4, S. 281–286.
- Christell, H., Birch, S., Bondemark, L., Horner, K. und Lindh, C. (2018), „The impact of Cone Beam CT on financial costs and orthodontists' treatment decisions in the management of maxillary canines with eruption disturbance“, *European journal of orthodontics*, 40. Jg., Nr. 1, S. 65–73.
- Cignoni, P., Callieri, M., Corsini, M., Dellepiane, M., Ganovelli, F. und Ranzuglia, G. (2008), „MeshLab: an open-source mesh processing tool“, in Scarano, V., Chiara,

- R. de und Erra, U. (Hg.), *Sixth Eurographics Italian Chapter conference: Salerno, Italy, July 2nd - 4th, 2008*, Eurographics Association, Aire-la-Ville, S. 129–136.
- Čimić, S., Kraljević Šimunković, S., Savić Mlakar, A., Simonić Kocijan, S., Tariba, P. und Čatić, A. (2018), „Reproducibility of the Obtained Centric Relation Records in Patients with Disc Displacement with Reduction“, *Acta stomatologica Croatica*, 52. Jg., Nr. 1, S. 24–31.
- Clark, J. R., Hutchinson, I. und Sandy, J. R. (2001), „Functional occlusion: II. The role of articulators in orthodontics“, *Journal of orthodontics*, 28. Jg., Nr. 2, S. 173–177.
- Cordray, F. E. (2002), „The importance of the seated condylar position in orthodontic correction“, *Quintessence international*, 33. Jg., Nr. 4, S. 284–293.
- Dalstra, M. und Melsen, B. (2009), „From alginate impressions to digital virtual models: accuracy and reproducibility“, *Journal of orthodontics*, 36. Jg., Nr. 1, 36-41.
- Dathe, H., Nägerl, H. und Kubein-Meesenburg, D. (2013), „A caveat concerning center of resistance“, *Journal of dental biomechanics*, 4. Jg., Aufsatz-Nr. 1758736013499770.
- de Cuyper, B., Abeloos, J., Swennen, G. und Pottel, L. (2020), „Intraoperative Navigation and Cone Beam Computed Tomography for Restoring Orbital Dimensions: A Single-Center Experience“, *Craniomaxillofacial trauma & reconstruction*, 13. Jg., Nr. 2, S. 84–92.
- de Moraes Melo Neto, C. L., da Silva, E. V. F., de Sousa Ervolino, I. C., Dos Santos, D. M., de Magalhães Bertoz, A. P. und Goiato, M. C. (2021), „Comparison of different methods for obtaining centric relation: a systematic review“, *General dentistry*, 69. Jg., Nr. 1, S. 31–36.
- Drage, N., Rogers, S., Greenall, C. und Playle, R. (2013), „Incidental findings on cone beam computed tomography in orthodontic patients“, *Journal of orthodontics*, 40. Jg., Nr. 1, S. 29–37.
- Drolshagen, M., Keilig, L., Hasan, I., Reimann, S., Deschner, J., Brinkmann, K. T., Krause, R., Favino, M. und Bourauel, C. (2011), „Development of a novel intraoral measurement device to determine the biomechanical characteristics of the human periodontal ligament“, *Journal of biomechanics*, 44. Jg., Nr. 11, S. 2136–2143.

- Ecke, E. (2012), „Bedeutung der Höckergradneigung für die funktionelle Okklusion“, Dissertation, Abteilung CAD/CAM- und CMD-Behandlung der Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Ernst-Moritz-Arndt-Universität, Greifswald, 2012.
- Edelhoff, D., Probst, F., Ehrenfeld, M., Prandtner, O., Schweiger, J. und Liebermann, A. (2019), „Interdisciplinary full-mouth rehabilitation for redefining esthetics, function, and orofacial harmony“, *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 31. Jg., Nr. 3, S. 179–189.
- El-Beialy, A. R., Abou-El-Ezz, A. M., Attia, K. H., El-Bialy, A. M. und Mostafa, Y. A. (2009), „Loss of anchorage of miniscrews: a 3-dimensional assessment“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136. Jg., Nr. 5, S. 700–707.
- Elkhal Letaief, W., Fathallah, A., Hassine, T. und Gamaoun, F. (2018), „Finite element analysis of hydrogen effects on superelastic NiTi shape memory alloys: Orthodontic application“, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 29. Jg., Nr. 16, S. 3188–3198.
- Elkholy, F., Mikhael, B., Repky, S., Schmidt, F. und Lapatki, B. G. (2019), „Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PET-G aligners during derotation of mandibular canines. An in vitro study“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 80. Jg., Nr. 6, S. 315–326.
- Ender, A., Zimmermann, M. und Mehl, A. (2019), „Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro“, *International journal of computerized dentistry*, 22. Jg., Nr. 1, S. 11–19.
- Enhoş, Ş., Uysal, T., Yağcı, A., Veli, İ., Uçar, F. İ. und Ozer, T. (2012), „Dehiscence and fenestration in patients with different vertical growth patterns assessed with cone-beam computed tomography“, *The Angle orthodontist*, 82. Jg., Nr. 5, S. 868–874.
- Fan, Y., Beare, R., Matthews, H., Schneider, P., Kilpatrick, N., Clement, J., Claes, P., Penington, A. und Adamson, C. (2019), „Marker-based watershed transform method for fully automatic mandibular segmentation from CBCT images“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 48. Jg., Nr. 2, Aufsatz-Nr. 20180261.
- Fayed, M. M. S., Pazera, P. und Katsaros, C. (2010), „Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography“, *The Angle orthodontist*, 80. Jg., Nr. 5, S. 939–951.

- Ferrario, V. F., Sforza, C., Miani, A., Serrao, G. und Tartaglia, G. (1996), „Open-close movements in the human temporomandibular joint: does a pure rotation around the intercondylar hinge axis exist?“, *Journal of oral rehabilitation*, 23. Jg., Nr. 6, S. 401–408.
- Ferreira, J. B., Christovam, I. O., Alencar, D. S., da Motta, A. F. J., Mattos, C. T. und Cury-Saramago, A. (2017), „Accuracy and reproducibility of dental measurements on tomographic digital models: a systematic review and meta-analysis“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 46. Jg., Nr. 7, Aufsatz-Nr. 20160455.
- Filippidis, I., Schwarz, D. M., Gramfort, A., Körner, S., Esmonde-White, F. und D'Errico, J. (2019), „Export figure to 3D interactive PDF“, GitHub, verfügbar unter <https://github.com/DmytroSytnyk/fig2u3d>.
- Fink, M., Hirschfelder, U., Hirschinger, V., Schmid, M., Spitzl, C., Detterbeck, A. und Hofmann, E. (2017), „Assessment of facial soft-tissue profiles based on lateral photographs versus three-dimensional face scans“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 78. Jg., Nr. 1, S. 70–76.
- Fink, M., Medelnik, J., Strobel, K., Hirschfelder, U. und Hofmann, E. (2014), „Metric precision via soft-tissue landmarks in three-dimensional structured-light scans of human faces“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 75. Jg., Nr. 2, S. 133–143.
- Fischer, K. R., Künzlberger, A., Donos, N., Fickl, S. und Friedmann, A. (2018), „Gingival biotype revisited - novel classification and assessment tool“, *Clinical oral investigations*, 22. Jg., Nr. 1, S. 443–448.
- Fischer-Brandies, H., Orthuber, W., Ermert, M. und Hussmanns, A. (1998), „The force module for the bending art system. Preliminary results“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 59. Jg., Nr. 5, S. 301–311.
- Fischer-Brandies, H., Orthuber, W., Es-Souni, M. und Meyer, S. (2000), „Torque Transmission between Square Wire and Bracket as a Function of Measurement, Form and Hardness Parameters“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 61. Jg., Nr. 4, S. 258–265.
- Fischer-Brandies, H., Orthuber, W., Laibe, J. und Menzel, E. (1997), „Continuous arch wire technique using the bending art system“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 58. Jg., Nr. 4, S. 198–205.

- Fischer-Brandies, H., Orthuber, W., Pohle, L. und Sellenrieck, D. (1996), „Bending and torquing accuracy of the bending art system (BAS)“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 57. Jg., Nr. 1, S. 16–23.
- Flügge, T., Hövener, J.-B., Ludwig, U., Eisenbeiß, A.-K., Spittau, B., Hennig, J., Schmelzeisen, R. und Nelson, K. (2016), „Magnetic resonance imaging of intraoral hard and soft tissues using an intraoral coil and FLASH sequences“, *European radiology*, 26. Jg., Nr. 12, S. 4616–4623.
- Freesmeyer, W. B., Körber, E. und Pielsticker, W. (1987), „Die Stützstiftregistrierung“, *dental-labor*, 35. Jg., S. 753–759.
- Frost, H. M. (1988), „Vital biomechanics: proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage“, *Calcified tissue international*, 42. Jg., Nr. 3, S. 145–156.
- Gabka, J. und Kaspar, E. (1975), „Statistische Übersicht über retinierte Zähne. Häufigkeit und Komplikationen“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 36. Jg., Nr. 3, S. 331–339.
- Galeković, N. H., Fugošić, V., Braut, V. und Čelić, R. (2017), „Reproducibility of Centric Relation Techniques by means of Condyle Position Analysis“, *Acta stomatologica Croatica*, 51. Jg., Nr. 1, S. 13–21.
- Galibourg, A., Dumoncel, J., Telmon, N., Calvet, A., Michetti, J. und Maret, D. (2018), „Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 47. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 20170220.
- Gallo, L. M. (2005), „Modeling of Temporomandibular Joint Function Using MRI and Jaw-Tracking Technologies - Mechanics“, *Cells, tissues, organs*, 180. Jg., Nr. 1, S. 54–68.
- Gamba, T. O., Oliveira, M. L., Flores, I. L., Cruz, A. D., Almeida, S. M., Haiter-Neto, F. und Lopes, S. L. P. C. (2014), „Influence of cone-beam computed tomography image artifacts on the determination of dental arch measurements“, *The Angle orthodontist*, 84. Jg., Nr. 2, S. 274–278.
- Gathmann, A. (2017), „Einführung in die Topologie“, Vorlesungsskript TU Kaiserslautern, verfügbar unter <https://www.mathematik.uni-kl.de/~gathmann/class/topo-2017/topo-2017.pdf>.

- Geiger, M. (2013), „Finite element-based force/moment-driven simulation of orthodontic tooth movement“, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16. Jg., Nr. 6, S. 639–647.
- Gerkhardt, K. D. und Schopf, P. M. (1987), „Controlled Etching System for Direct and Indirect Bonding“, *Journal of clinical orthodontics*, 21. Jg., Nr. 12, S. 842–846.
- Gibson, E., Li, W., Sudre, C., Fidon, L., Shakir, D. I., Wang, G., Eaton-Rosen, Z., Gray, R., Doel, T., Hu, Y., Whyntie, T., Nachev, P., Modat, M., Barratt, D. C., Ourselin, S., Cardoso, M. J. und Vercauteren, T. (2018), „NiftyNet: a deep-learning platform for medical imaging“, *Computer methods and programs in biomedicine*, 158. Jg., S. 113–122.
- Gilbert, A. (2011), „An in-office wire-bending robot for lingual orthodontics“, *Journal of clinical orthodontics*, 45. Jg., Nr. 4, 230-234.
- Glasauer, G. (2018), „GUB-Beteiligung OraMetrix wurde an den weltgrößten Dental-Konzern Dentsply Sirona verkauft“, verfügbar unter <https://gub.de/gub-beteiligung-orametrix-wurde-an-den-weltgroessten-dental-konzern-dentsply-sirona-verkauft/>.
- Gómez-Gómez, S.-L., Villarraga-Ossa, J.-A., Diosa-Peña, J.-G., Ortiz-Restrepo, J.-F., Castrillón-Marín, R.-A. und Ardila, C. M. (2019), „Comparison of frictional resistance between passive self-ligating brackets and slide-type low-friction ligature brackets during the alignment and leveling stage“, *Journal of clinical and experimental dentistry*, 11. Jg., Nr. 7, S. e593–e600.
- Gracco, A., Stellini, E., Parenti, S. I. und Bonetti, G. A. (2013), „Individualized orthodontic treatment: The Insignia system“, *Orthodontics: the art and practice of dentofacial enhancement*, 14. Jg., Nr. 1, S. e88–e94.
- Gracco, A. und Tracey, S. (2011), „The insignia system of customized orthodontics“, *Journal of clinical orthodontics*, 45. Jg., Nr. 8, 442-451.
- Griffin, A. C., III (2019), *Ceramic processing for the direct manufacture of customized labial and lingual orthodontic brackets: US 10,241,499 B1*, United States Patent and Trademark Office, verfügbar unter <https://patents.google.com/patent/US10241499B1/en>.
- Guenther, T. A. und Larson, B. E. (2007), „Indirect Bonding: A Technique for Precision and Efficiency“, *Seminars in Orthodontics*, 13. Jg., Nr. 1, S. 58–63.

- Gündel, G. (2020), *Chancen der Digitalisierung nutzen gilt auch in der KFO*, Webinar, 10.07.2020.
- Guo, H., Zhou, J., Bai, Y. und Li, S. (2011), „A three-dimensional setup model with dental roots“, *Journal of clinical orthodontics*, 45. Jg., Nr. 4, 209-216.
- Güth, J.-F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F. und Edelhoff, D. (2013a), „Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing“, *Clinical oral investigations*, 17. Jg., Nr. 4, S. 1201–1208.
- Güth, J.-F., Schubert, O., Nold, E., Trimpl, J. und Schweiger, J. (2018), „Teamdisziplin. 3-D-Planung und Navigation in der Implantologie“, *Bayerisches Zahnärzteblatt*, 55. Jg., Nr. 2, S. 50–56.
- Güth, J.-F., Wallbach, J., Stimmelmayer, M., Gernet, W., Beuer, F. und Edelhoff, D. (2013b), „Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns“, *Clinical oral investigations*, 17. Jg., Nr. 5, S. 1389–1395.
- Hähl, C. C. (2015), „Vestibuläre alveoläre Knochendefekte in der 3D-Darstellung des Schädels bei Erwachsenen ohne kieferorthopädische Behandlung“, Dissertation, Klinik für Kieferorthopädie, Universität des Saarlandes, Homburg, 2015.
- Hamanaka, R., Yamaoka, S., Anh, T. N., Tominaga, J.-Y., Koga, Y. und Yoshida, N. (2017), „Numeric simulation model for long-term orthodontic tooth movement with contact boundary conditions using the finite element method“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 152. Jg., Nr. 5, S. 601–612.
- Hariharan, A., Diwakar, N. R., Jayanthi, K., Hema, H. M., Deepukrishna, S. und Ghaste, S. R. (2016), „The reliability of cephalometric measurements in oral and maxillofacial imaging: Cone beam computed tomography versus two-dimensional digital cephalograms“, *Indian journal of dental research*, 27. Jg., Nr. 4, S. 370–377.
- Harris, D. A., Jones, A. S. und Darendeliler, M. A. (2006), „Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130. Jg., Nr. 5, S. 639–647.
- Hartmann, M., Dirk, C., Reimann, S., Keilig, L., Konermann, A., Jäger, A. und Bourauel, C. (2017), „Influence of tooth dimension on the initial mobility based on plaster casts

- and X-ray images. A numerical study“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 78. Jg., Nr. 4, S. 285–292.
- Harvold, E. P. und Poyton, G., II. (1962), „Syndrome of dual bite associated with open bite“, *Journal of the Canadian Dental Association*, 28. Jg., S. 617–626.
- Hasegawa, M., Adachi, T. und Takano-Yamamoto, T. (2016), „Computer simulation of orthodontic tooth movement using CT image-based voxel finite element models with the level set method“, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 19. Jg., Nr. 5, S. 474–483.
- Hedayati, Z., Hashemi, S. M., Zamiri, B. und Fattahi, H. R. (2007), „Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement“, *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 36. Jg., Nr. 7, S. 588–592.
- Heidel, M. (2020), *So geht's! Integration und Anwendung von Intraoralscans in der Zirkonzahn.Software*, Webinar, 8.7.2020.
- Heist, S., Zhang, C., Reichwald, K., Kühmstedt, P., Notni, G. und Tünnermann, A. (2018), „5D hyperspectral imaging: fast and accurate measurement of surface shape and spectral characteristics using structured light“, *Optics express*, 26. Jg., Nr. 18, S. 23366–23379.
- Hellak, A., Schmidt, N., Schauseil, M., Stein, S., Drechsler, T. und Korbmacher-Steiner, H. M. (2018), „Influence on interradicular bone volume of Invisalign treatment for adult crowding with interproximal enamel reduction: a retrospective three-dimensional cone-beam computed tomography study“, *BMC oral health*, 18. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 103.
- Henneman, S., den Hoff, J. W. von und Maltha, J. C. (2008), „Mechanobiology of tooth movement“, *European journal of orthodontics*, 30. Jg., Nr. 3, S. 299–306.
- Hiro, T., Iglesia, F. d. und Andreu, P. (2008), „Indirect bonding technique in lingual orthodontics: the HIRO system“, *Progress in orthodontics*, 9. Jg., Nr. 2, S. 34–45.
- Hirschfelder, U. (2008), *Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT)*, Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO).
- Hocevar, R. A. (1985), „Begg-edgewise diagnosis-determined totally individualized orthodontic technique: foundations, description, and rationale“, *American journal of orthodontics*, 88. Jg., Nr. 1, S. 31–46.

- Hohmann, A. und Hielscher, W. (2012), *Anatomie, Kieferorthopädie, Lehrbuch der Zahntechnik*, Bd. 1, 8., vollst. überarb. und erw. Aufl., Quintessenz, Berlin.
- Hohmann, A., Kober, C., Young, P., Dorow, C., Geiger, M., Boryor, A., Sander, F. M., Sander, C. und Sander, F. G. (2011), „Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139. Jg., Nr. 6, S. 775–783.
- Holberg, C. (2002), „Erfassung von Gesichtsoberflächen durch ein lichtcodiertes Triangulationsverfahren“, Dissertation, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, 2002.
- Holberg, C. (2004), *Verfahren, Vorrichtung und Computerprogrammprodukt zur Erzeugung eines dreidimensionalen Modells*, Deutsches Patent- und Markenamt No. DE 102 24 735 A1, verfügbar unter <https://depatisnet.dpma.de/DepatisNet/depatisnet?action=pdf&docid=DE000010224735A1&xxxfull=1>.
- Holberg, C., Steinhäuser, S., Geis, P. und Rudzki-Janson, I. (2005), „Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 66. Jg., Nr. 6, S. 434–444.
- Holberg, C., Winterhalder, P., Holberg, N., Rudzki-Janson, I. und Wichelhaus, A. (2013), „Direct versus indirect loading of orthodontic miniscrew implants-an FEM analysis“, *Clinical oral investigations*, 17. Jg., Nr. 8, S. 1821–1827.
- Holberg, C., Winterhalder, P., Holberg, N., Wichelhaus, A. und Rudzki-Janson, I. (2014a), „Indirect miniscrew anchorage: biomechanical loading of the dental anchorage during mandibular molar protraction - an FEM analysis“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 75. Jg., Nr. 1, S. 16–24.
- Holberg, C., Winterhalder, P., Holberg, N., Wichelhaus, A. und Rudzki-Janson, I. (2014b), „Orthodontic bracket debonding: risk of enamel fracture“, *Clinical oral investigations*, 18. Jg., Nr. 1, S. 327–334.
- Horn, R. und Opitz, H. (1985), „Untersuchungen zur Achsendifferenz bei Modellmontagen im Artikulator nach dem Bonwillschen Dreieck und nach Gesichtsbogenübertragung“, *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, 40. Jg., Nr. 3, S. 218–220.
- Hou, Y., Zhao, Y., Wang, Y., Wang, S. und Liu, Y. (2015), „A pilot study of root position in orthodontic diagnosis model set-up“, *Chinese journal of stomatology / Zhonghua kou qiang yi xue za zhi*, 50. Jg., Nr. 10, S. 631–635.

- Hwang, H.-S., Lee, K.-M., Uhm, G.-S., Cho, J.-H. und McNamara, J. A. (2013), „Use of Reference Ear Plug to improve accuracy of lateral cephalograms generated from cone-beam computed tomography scans“, *Korean journal of orthodontics*, 43. Jg., Nr. 2, S. 54–61.
- Innes, N. P. T., Evans, D. J. P., Bonifacio, C. C., Geneser, M., Hesse, D., Heimer, M., Kanellis, M., Machiulskiene, V., Narbutaitė, J., Olegário, I. C., Owais, A., Araujo, M. P., Raggio, D. P., Splieth, C., van Amerongen, E., Weber-Gasparoni, K. und Santamaria, R. M. (2017), „The Hall Technique 10 years on: Questions and answers“, *British dental journal*, 222. Jg., Nr. 6, S. 478–483.
- Isberg, A. M. und Isacson, G. (1986), „Tissue reactions of the temporomandibular joint following retrusive guidance of the mandible“, *CRANIO*, 4. Jg., Nr. 2, S. 143–148.
- Jäger, F., Mah, J. K. und Bumann, A. (2017), „Peridental bone changes after orthodontic tooth movement with fixed appliances: A cone-beam computed tomographic study“, *The Angle orthodontist*, 87. Jg., Nr. 5, S. 672–680.
- Jati, A. S., Furquim, L. Z. und Consolaro, A. (2016), „Gingival recession: its causes and types, and the importance of orthodontic treatment“, *Dental press journal of orthodontics*, 21. Jg., Nr. 3, S. 18–29.
- Jiang, T., Wu, R. Y., Wang, J. K., Wang, H. H. und Tang, G. H. (2020), „Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study“, *Scientific reports*, 10. Jg., Nr. 1, Artikel-Nr. 10156.
- Johnson, E. (2011), „STL File Reader“, MATLAB Central File Exchange, verfügbar unter <https://de.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/22409-stl-file-reader>.
- Joss-Vassalli, I., Grebenstein, C., Topouzelis, N., Sculean, A. und Katsaros, C. (2010), „Orthodontic therapy and gingival recession: a systematic review“, *Orthodontics & craniofacial research*, 13. Jg., Nr. 3, S. 127–141.
- Joy, T. E., Kiran M, S., R, R., Jasmin SI, S. und Babu Kurra, S. (2019), „Evaluation of vertical facial height reduction and severity of temporomandibular joint disorders using Shimbashi number and cephalometric analysis“, *CRANIO*, online only, DOI: 10.1080/08869634.2019.1631944.
- Jung, Y.-R., Park, J.-M., Chun, Y.-S., Lee, K.-N. und Kim, M. (2016), „Accuracy of four different digital intraoral scanners: effects of the presence of orthodontic brackets

- and wire“, *International journal of computerized dentistry*, 19. Jg., Nr. 3, S. 203–215.
- Jungmann, P. M., Agten, C. A., Pfirrmann, C. W. und Sutter, R. (2017), „Advances in MRI around metal“, *Journal of magnetic resonance imaging*, 46. Jg., Nr. 4, S. 972–991.
- Kadesjö, N., Lynds, R., Nilsson, M. und Shi, X.-Q. (2018), „Radiation dose from X-ray examinations of impacted canines: cone beam CT vs two-dimensional imaging“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 47. Jg., Nr. 3, Aufsatz-Nr. 20170305.
- Kaeppler, G. (2010), „Applications of cone beam computed tomography in dental and oral medicine“, *International journal of computerized dentistry*, 13. Jg., Nr. 3, S. 203–219.
- Kainmüller, D., Lamecker, H., Seim, H., Zinser, M. und Zachow, S. (2009), „Automatic extraction of mandibular nerve and bone from cone-beam CT data“, in Yang, G.-Z., Hawkes, D., Rueckert, D., Noble, A. und Taylor, C. (Hg.), *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2009: 12th International Conference, London, UK, September 20–24, 2009, Proceedings, Part II*, Lecture Notes in Computer Science, 5762. Jg., Springer, Berlin, Heidelberg, S. 76–83.
- Kakehbaraei, S., Seyedarabi, H. und Zenouz, A. T. (2018), „Dental segmentation in cone-beam computed tomography images using watershed and morphology operators“, *Journal of Medical Signals & Sensors*, 8. Jg., Nr. 2, S. 119–124.
- Kalange, J. T. und Thomas, R. G. (2007), „Indirect Bonding: A Comprehensive Review of the Literature“, *Seminars in Orthodontics*, 13. Jg., Nr. 1, S. 3–10.
- Kandasamy, S., Greene, C. S. und Obrez, A. (2018), „An evidence-based evaluation of the concept of centric relation in the 21st century“, *Quintessence international*, 49. Jg., Nr. 9, S. 755–760.
- Kandil, S. (2020), *Online Course ClearX 4D Aligner*, Webinar, Aufzeichnung.
- Kang, S.-J., Kee, Y.-J. und Lee, K. C. (2021), „Effect of the presence of orthodontic brackets on intraoral scans“, *The Angle orthodontist*, 91. Jg., Nr. 1, S. 98–104.
- Kantor, M. E., Silverman, S. I. und Garfinkel, L. (1972), „Centric-relation recording techniques—a comparative investigation“, *The Journal of prosthetic dentistry*, 28. Jg., Nr. 6, S. 593–600.

- Karpfinger, C. (2017), *Höhere Mathematik in Rezepten: Begriffe, Sätze und zahlreiche Beispiele in kurzen Lerneinheiten, Lehrbuch*, 3. Auflage, Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg.
- Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (2018), *Leitfaden für den KFO-Gutachter im System der gesetzlichen Krankenversicherung*, 3. Auflage (aktualisiert), Köln.
- Keshvad, A. und Winstanley, R. B. (2000a), „An appraisal of the literature on centric relation. Part I“, *Journal of oral rehabilitation*, 27. Jg., Nr. 10, S. 823–833.
- Keshvad, A. und Winstanley, R. B. (2000b), „An appraisal of the literature on centric relation. Part II“, *Journal of oral rehabilitation*, 27. Jg., Nr. 12, S. 1013–1023.
- Keshvad, A. und Winstanley, R. B. (2003), „Comparison of the Replicability of Routinely Used Centric Relation Registration Techniques“, *Journal of prosthodontics*, 12. Jg., Nr. 2, S. 90–101.
- Khan, M. I., Pequegnat, A. und Zhou, Y. N. (2013), „Multiple Memory Shape Memory Alloys“, *Advanced Engineering Materials*, 15. Jg., Nr. 5, S. 386–393.
- Kihara, T., Tanimoto, K., Michida, M., Yoshimi, Y., Nagasaki, T., Murayama, T., Tanne, K. und Nikawa, H. (2012), „Construction of orthodontic setup models on a computer“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141. Jg., Nr. 6, S. 806–813.
- Kim, Y. H. (1987), „Anterior openbite and its treatment with multiloop edgewise archwire“, *The Angle orthodontist*, 57. Jg., Nr. 4, S. 290–321.
- King, A. D., Türk, T., Colak, C., Elekdağ-Türk, S., Jones, A. S., Petocz, P. und Darendeliler, M. A. (2011), „Physical properties of root cementum: part 21. Extent of root resorption after the application of 2.5° and 15° tips for 4 weeks: a microcomputed tomography study“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140. Jg., Nr. 6, S. e299–e305.
- KL Owen Braces (2021), „About KL Owen Braces. Homepage“, verfügbar unter <https://klowenbraces.com/pages/about-klowen-braces>.
- Kojima, Y. und Fukui, H. (2014), „A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire“, *European journal of orthodontics*, 36. Jg., Nr. 3, S. 255–261.
- Koller, C., Rumetsch, M., Zimmermann, M., Ender, A. und Mehl, A. (2015), *Digitale intraorale Abformung: in-vitro und in-vivo Genauigkeitsuntersuchungen mit einem*

- neuartigen Software Matching Tool, 88. Jahrestagung DGKFO, Mannheim, Vortrag P07.*
- Kook, Y.-A., Park, J. H. und Bayome, M. (2020), „Palatal and Ramal Plate Applications“, in Park, J. H. (Hg.), *Temporary anchorage devices in clinical orthodontics*, Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, S. 467–475.
- Kopp, S. (2013), „Sofortbelastete Implantate als Basis prothetischer Suprakonstruktionen“, Habilitation, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde "Hans Moral", Universität Rostock, 2013.
- Kopp, S., Ihde, S. und Bienengräber, V. (2010), „Differential diagnosis of stafne idiopathic bone cyst with Digital Volume Tomography (DVT)“, *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 9. Jg., Nr. 1, S. 80–81.
- Kopp, S., Kuzelka, J., Goldmann, T., Himmlova, L. und Ihde, S. (2011), „Modeling of load transmission and distribution of deformation energy before and after healing of basal dental implants in the human mandible“, *Biomedical engineering / Biomedizinische Technik*, 56. Jg., Nr. 1, S. 53–58.
- Kopp, S. und Ottl, P. (2010), „Dimensional stability in composite cone beam computed tomography“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 39. Jg., Nr. 8, S. 512–516.
- Kothari, J. (2016), „Digital and customized lingual orthodontics: The next step“, *Journal of Indian Orthodontic Society*, 50. Jg., Nr. 4, Beilage 1: Changing paradigm - lingual orthodontics, S. S33–S43.
- Kress, B., Buhl, Y., Anders, L., Stippich, C., Palm, F., Bähren, W. und Sartor, K. (2004), „Quantitative analysis of MRI signal intensity as a tool for evaluating tooth pulp vitality“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 33. Jg., Nr. 4, S. 241–244.
- Krey, K.-F., Darkazanly, N., Kühnert, R. und Ruge, S. (2016), „3D-printed orthodontic brackets - proof of concept“, *International journal of computerized dentistry*, 19. Jg., Nr. 4, S. 351–362.
- Krishnan, V. und Davidovitch, Z. (2009), „On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement“, *Journal of dental research*, 88. Jg., Nr. 7, S. 597–608.
- Krohn, S., Frahm, J., Mahler, A., Dathe, H., Sedaghat, S., Kubein-Meesenburg, D., Linss, F., Wassmann, T. und Bürgers, R. (2020), „Biomechanical analysis of

- temporomandibular joint dynamics based on real-time magnetic resonance imaging“, *International journal of computerized dentistry*, 23. Jg., Nr. 3, S. 235–244.
- Kuntz, M. L., Vadori, R. und Khan, M. I. (2018), „Review of Superelastic Differential Force Archwires for Producing Ideal Orthodontic Forces: an Advanced Technology Potentially Applicable to Orthognathic Surgery and Orthopedics“, *Current osteoporosis reports*, 16. Jg., Nr. 4, S. 380–386.
- Kurbad, A. (2018), „Three-dimensional registration of real jaw motion tracking data and its therapeutic consequences“, *International journal of computerized dentistry*, 21. Jg., Nr. 1, S. 57–70.
- Kusy, R. P. (1997), „A review of contemporary archwires: their properties and characteristics“, *The Angle orthodontist*, 67. Jg., Nr. 3, S. 197–207.
- Kusy, R. P., Whitley, J. Q. und Prewitt, M. J. (1991), „Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states“, *The Angle orthodontist*, 61. Jg., Nr. 4, S. 293–302.
- Lagravère, M. O., Carey, J., Toogood, R. W. und Major, P. W. (2008), „Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134. Jg., Nr. 1, S. 112–116.
- Landes, C. und Sader, R. (2011), „Dysgnathie-Chirurgie“, in Sander, F. G., Schwenger, N. und Ehrenfeld, M. (Hg.), *Kieferorthopädie, Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde*, 2., neu erstellte und erw. Aufl., Thieme, Stuttgart, New York, S. 399–439.
- Lapatki, B. G. und Paul, O. (2007), „Smart brackets for 3D-force-moment measurements in orthodontic research and therapy - developmental status and prospects“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 68. Jg., Nr. 5, S. 377–396.
- Larson, B. E., Vaubel, C. J. und Grünheid, T. (2013), „Effectiveness of computer-assisted orthodontic treatment technology to achieve predicted outcomes“, *The Angle orthodontist*, 83. Jg., Nr. 4, S. 557–562.
- Lauren, M. (2014), „A new 4-dimensional imaging system for jaw tracking“, *International journal of computerized dentistry*, 17. Jg., Nr. 1, S. 75–82.
- Layman, B. (2019), „Digital Bracket Placement for Indirect Bonding“, *Journal of clinical orthodontics*, 53. Jg., Nr. 7, S. 387–396.

- Lee, K., Kaneda, T., Mori, S., Minami, M., Motohashi, J. und Yamashiro, M. (2003), „Magnetic resonance imaging of normal and osteomyelitis in the mandible: assessment of short inversion time inversion recovery sequence“, *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 96. Jg., Nr. 4, S. 499–507.
- Lee, R. J., Pham, J., Choy, M., Weissheimer, A., Dougherty, H. L., Sameshima, G. T. und Tong, H. (2014), „Monitoring of tyodont root movement via crown superimposition of single cone-beam computed tomography and consecutive intraoral scans“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145. Jg., Nr. 3, S. 399–409.
- Lee, R. J., Pham, J., Weissheimer, A. und Tong, H. (2015a), „Generating an Ideal Virtual Setup with Three-Dimensional Crowns and Roots“, *Journal of clinical orthodontics*, 49. Jg., Nr. 11, S. 696–700.
- Lee, R. J., Pi, S., Park, J., Devgon, D., Nelson, G., Hatcher, D. und Oberoi, S. (2018a), „Accuracy and reliability of the expected root position setup methodology to evaluate root position during orthodontic treatment“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 154. Jg., Nr. 4, S. 583–595.
- Lee, R. J., Pi, S., Park, J., Nelson, G., Hatcher, D. und Oberoi, S. (2018b), „Three-dimensional evaluation of root position at the reset appointment without radiographs: a proof-of-concept study“, *Progress in orthodontics*, 19. Jg., Aufsatz-Nr. 15.
- Lee, R. J., Weissheimer, A., Pham, J., Go, L., Menezes, L. M. de, Redmond, W. R., Loos, J. F., Sameshima, G. T. und Tong, H. (2015b), „Three-dimensional monitoring of root movement during orthodontic treatment“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147. Jg., Nr. 1, S. 132–142.
- Leonardi Dutra, K., Haas, L., Porporatti, A. L., Flores-Mir, C., Nascimento Santos, J., Mezzomo, L. A., Corrêa, M. und De Luca Canto, G. (2016), „Diagnostic Accuracy of Cone-beam Computed Tomography and Conventional Radiography on Apical Periodontitis: A Systematic Review and Meta-analysis“, *Journal of endodontics*, 42. Jg., Nr. 3, S. 356–364.
- Li, W., Chen, F., Zhang, F., Ding, W., Ye, Q., Shi, J. und Fu, B. (2013), „Volumetric Measurement of Root Resorption following Molar Mini-Screw Implant Intrusion Using Cone Beam Computed Tomography“, *PLoS ONE*, 8. Jg., Nr. 4, Artikel-Nr. e60962.

- Li, W., Swain, M. V., Li, Q., Ironside, J. und Steven, G. P. (2004), „Fibre reinforced composite dental bridge. Part II: Numerical investigation“, *Biomaterials*, 25. Jg., Nr. 20, S. 4995–5001.
- Liao, Z., Chen, J., Li, W., Darendeliler, M. A., Swain, M. und Li, Q. (2016), „Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: a finite element case study“, *Archives of oral biology*, 66. Jg., S. 98–107.
- Liao, Z., Elekdağ-Türk, S., Türk, T., Grove, J., Dalci, O., Chen, J., Zheng, K., Ali Darendeliler, M., Swain, M. und Li, Q. (2017), „Computational and clinical investigation on the role of mechanical vibration on orthodontic tooth movement“, *Journal of biomechanics*, 60. Jg., S. 57–64.
- Likitmongkolsakul, U., Smithmaitrie, P., Samruajbenjakun, B. und Aksornmuang, J. (2018), „Development and Validation of 3D Finite Element Models for Prediction of Orthodontic Tooth Movement“, *International journal of dentistry*, 2018. Jg., Aufsatz-Nr. 4927503.
- Lim, S.-W., Moon, R.-J., Kim, M.-S., Oh, M.-H., Lee, K.-M., Hwang, H.-S., Kim, T.-W., Baek, S.-H. und Cho, J.-H. (2020a), „Construction reproducibility of a composite tooth model composed of an intraoral-scanned crown and a cone-beam computed tomography-scanned root“, *Korean journal of orthodontics*, 50. Jg., Nr. 4, S. 229–237.
- Lim, S.-W., Park, H., Lim, S.-Y., Choo, H.-H., Baek, S.-H., Hwang, H.-S. und Cho, J.-H. (2020b), „Can we estimate root axis using a 3-dimensional tooth model via lingual-surface intraoral scanning?“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 158. Jg., Nr. 5, S. e99–e109.
- Lin, H.-H., Chiang, W.-C., Lo, L.-J., Sheng-Pin Hsu, S., Wang, C.-H. und Wan, S.-Y. (2013), „Artifact-resistant superimposition of digital dental models and cone-beam computed tomography images“, *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 71. Jg., Nr. 11, S. 1933–1947.
- Lin, X., Chen, T., Liu, J., Jiang, T., Yu, D. und Shen, S. G. F. (2015), „Point-based superimposition of a digital dental model on to a three-dimensional computed tomographic skull: an accuracy study in vitro“, *British journal of oral & maxillofacial surgery*, 53. Jg., Nr. 1, S. 28–33.

- Lloréns, R., Naranjo, V., López, F. und Alcañiz, M. (2012), „Jaw tissues segmentation in dental 3D CT images using fuzzy-connectedness and morphological processing“, *Computer methods and programs in biomedicine*, 108. Jg., Nr. 2, S. 832–843.
- Lo Giudice, A., Ronsivalle, V., Pedullà, E., Rugeri, M. und Leonardi, R. (2021), „Digitally programmed (CAD) offset values for prototyped occlusal splints (CAM): assessment of appliance-fitting using surface-based superimposition and deviation analysis“, *International journal of computerized dentistry*, 24. Jg., Nr. 1, S. 53–63.
- Lo Russo, L., Caradonna, G., Salamini, A. und Guida, L. (2020a), „A single procedure for the registration of maxillo-mandibular relationships and alignment of intraoral scans of edentulous maxillary and mandibular arches“, *Journal of prosthodontic research*, 64. Jg., Nr. 1, S. 55–59.
- Lo Russo, L., Di Gioia, C., Salamini, A. und Guida, L. (2020b), „Integrating intraoral, perioral, and facial scans into the design of digital dentures“, *The Journal of prosthetic dentistry*, 123. Jg., Nr. 4, S. 584–588.
- Lo Russo, L. und Salamini, A. (2018), „Single-arch digital removable complete denture: A workflow that starts from the intraoral scan“, *The Journal of prosthetic dentistry*, 120. Jg., Nr. 1, S. 20–24.
- Lo Russo, L., Troiano, G., Salamini, A. und Guida, L. (2020c), „Intraoral Scans Alignment in Single Edentulous Arch Cases“, *Journal of prosthodontics*, 29. Jg., Nr. 9, S. 826–828.
- Lombardo, L., Colonna, A., Carlucci, A., Oliverio, T. und Siciliani, G. (2018), „Class II subdivision correction with clear aligners using intermaxillary elastics“, *Progress in orthodontics*, 19. Jg., Aufsatz-Nr. 32.
- Loos, H. und Wagner, C. (2017), „Stützzonensanierung analog geplant, digital umgesetzt“, *Dentalzeitung*, 18. Jg., Nr. 2, S. 18–21.
- Ludlow, J. B., Gubler, M., Cevidanes, L. und Mol, A. (2009), „Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136. Jg., Nr. 3, S. 312.e1–e10.
- Ludlow, J. B. und Johnson, B. (2018), *CS 9600 dosimetry report performed on July 2018*, University of North Carolina, School of Dentistry, unveröffentlichtes Abstract.

- Ludwig, U., Eisenbeiß, A.-K., Scheifele, C., Nelson, K., Bock, M., Hennig, J., von Elverfeldt, D., Herdt, O., Flügge, T. und Hövener, J.-B. (2016), „Dental MRI using wireless intraoral coils“, *Scientific reports*, 6. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 23301.
- Ma, Z., Tavares, J. M. R. S. und Natal Jorge, R. M. (2009), „A Review on the Current Segmentation Algorithms for Medical Images“, in Ranchordas, A. K. und Tavares, J. M. R. S. (Hg.), *Proceedings of the First International Conference on Computer Imaging Theory and Applications*, 1. Jg., 05.–08. Februar, Lisboa, Portugal, SciTe-Press, Setúbal, S. 135–140.
- Madsen, H. (2015), „Benötigen wir ein Ceph zur Behandlungsplanung?“, *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie*, 47. Jg., Nr. 4, S. 231–233.
- Maggetti, I., Bindl, A. und Mehl, A. (2015), „A three-dimensional morphometric study on the position of temporomandibular joints“, *International journal of computerized dentistry*, 18. Jg., Nr. 4, S. 319–331.
- Mah, J. und Sachdeva, R. (2001), „Computer-assisted orthodontic treatment: the Sure Smile process“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120. Jg., Nr. 1, S. 85–87.
- Maret, D., Peters, O. A., Galibourg, A., Dumoncel, J., Esclassan, R., Kahn, J.-L., Sixou, M. und Telmon, N. (2014), „Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes“, *Journal of endodontics*, 40. Jg., Nr. 9, S. 1321–1326.
- Maret, D., Telmon, N., Peters, O. A., Lepage, B., Treil, J., Inglise, J. M., Peyre, A., Kahn, J. L. und Sixou, M. (2012), „Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 41. Jg., Nr. 8, S. 649–655.
- Marradi, F., Staderini, E., Zimbalatti, M. A., Rossi, A., Grippaudo, C. und Gallenzi, P. (2020), „How to Obtain an Orthodontic Virtual Patient through Superimposition of Three-Dimensional Data: A Systematic Review“, *Applied Sciences*, 10. Jg., Nr. 15, Aufsatz-Nr. 5354.
- Mattu, N., Virupaksha, A. M. und Reddy, S. (2017), „The Hybrid HIRO - Conventional HIRO System Integrated with 3D Scanning and Resin Prototyping“, *Journal of Contemporary Orthodontics*, 1. Jg., Nr. 2, S. 34–40.

- McCormack, S. W., Witzel, U., Watson, P. J., Fagan, M. J. und Gröning, F. (2014), „The Biomechanical Function of Periodontal Ligament Fibres in Orthodontic Tooth Movement“, *PLoS ONE*, 9. Jg., Nr. 7, Artikel-Nr. e102387.
- McCormack, S. W., Witzel, U., Watson, P. J., Fagan, M. J. und Gröning, F. (2017), „Inclusion of periodontal ligament fibres in mandibular finite element models leads to an increase in alveolar bone strains“, *PLoS ONE*, 12. Jg., Nr. 11, Artikel-Nr. e0188707.
- Mehl, A. (2018a), „Hinge axis determination of the temporomandibular joint and its interpretation: what do we really measure?“, *International journal of computerized dentistry*, 21. Jg., Nr. 4, S. 295–303.
- Mehl, A. (2018b), „The determination of the terminal hinge axis: a fundamental review and comparison of known and novel methods“, *International journal of computerized dentistry*, 21. Jg., Nr. 3, S. 201–214.
- Mehl, A. (2020), „Is it possible to detect a true rotation axis of the temporomandibular joint with common pantographic methods? A fundamental kinematic analysis“, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 23. Jg., Nr. 9, S. 445–455.
- Minch, L. (2013), „Material properties of periodontal ligaments“, *Advances in Hygiene and Experimental Medicine / Postępy higieny i medycyny doświadczalnej (Online)*, 67. Jg., S. 1261–1264.
- Momeni, M. und Aghaeizadeh Zoroofi, R. (2008), „Automated dental recognition by wavelet descriptors in CT multi-slices data“, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 3. Jg., Nr. 6, S. 533–542.
- Montenegro, V. C. J., Jones, A., Petocz, P., Gonzales, C. und Darendeliler, M. A. (2012), „Physical properties of root cementum: Part 22. Root resorption after the application of light and heavy extrusive orthodontic forces: a microcomputed tomography study“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141. Jg., Nr. 1, S. e1–e9.
- Moore, W. S. (2002), *Successful panoramic radiography, KODAK Dental Radiography Series*.
- Morneburg, T. R., Hugger, A., Türp, J. C., Schmitter, M., Utz, K.-H., Freesmeyer, W. B. und Rammelsberg, P. (2010), „Anwendung des Gesichtsbogens beim

- funktionsgesunden Patienten im Rahmen restaurativer Maßnahmen. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. (DGPro) (vormals DGZPW)“, *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, 65. Jg., Nr. 11, S. 690–694.
- MR (2018), „Dentsply Sirona akquiriert OraMetrix“, zm online, verfügbar unter <https://www.zm-online.de/markt/news/dentsply-sirona/dentsply-sirona-akquiriert-orametrix/>.
- Muallah, J., Wesemann, C., Nowak, R., Robben, J., Mah, J., Pospiech, P. und Bumann, A. (2017), „Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation“, *International journal of computerized dentistry*, 20. Jg., Nr. 2, S. 151–164.
- Müller-Hartwich, R., Präger, T. M. und Jost-Brinkmann, P. G. (2007), „SureSmile - CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires“, *International journal of computerized dentistry*, 10. Jg., Nr. 1, S. 53–62.
- Naeije, M. (2003), „Measurement of condylar motion: a plea for the use of the condylar kinematic centre“, *Journal of oral rehabilitation*, 30. Jg., Nr. 3, S. 225–230.
- Nagayama, Y., Tanoue, S., Oda, S., Sakabe, D., Emoto, T., Kidoh, M., Uetani, H., Sasao, A., Nakaura, T., Ikeda, O., Yamada, K. und Yamashita, Y. (2020), „Metal Artifact Reduction in Head CT Performed for Patients with Deep Brain Stimulation Devices: Effectiveness of a Single-Energy Metal Artifact Reduction Algorithm“, *American journal of neuroradiology*, 41. Jg., Nr. 2, S. 231–237.
- Nairn, N. J., Ayoub, A. F., Barbenel, J., Moos, K., Naudi, K., Ju, X. und Khambay, B. S. (2013), „Digital replacement of the distorted dentition acquired by cone beam computed tomography (CBCT): a pilot study“, *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42. Jg., Nr. 11, S. 1488–1493.
- Nakai, N., Abekura, H., Hamada, T. und Morimoto, T. (1998), „Comparison of the most comfortable mandibular position with the intercuspal position using cephalometric analysis“, *Journal of oral rehabilitation*, 25. Jg., Nr. 5, S. 370–375.
- Naumovich, S. S., Naumovich, S. A. und Goncharenko, V. G. (2015), „Three-dimensional reconstruction of teeth and jaws based on segmentation of CT images using

- watershed transformation“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 44. Jg., Nr. 4, Aufsatz-Nr. 20140313.
- Neal, M. L. und Kerckhoffs, R. (2010), „Current progress in patient-specific modeling“, *Briefings in bioinformatics*, 11. Jg., Nr. 1, S. 111–126.
- Nichols, D. A., Gardner, G. und Carballeyra, A. D. (2013), „Reproducibility of bracket positioning in the indirect bonding technique“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144. Jg., Nr. 5, S. 770–776.
- Nimigean, V. R., Nimigean, V., Bencze, M. A., Dimcevici-Poesina, N., Cergan, R. und Moraru, S. (2009), „Alveolar bone dehiscences and fenestrations: an anatomical study and review“, *Romanian journal of morphology and embryology*, 50. Jg., Nr. 3, S. 391–397.
- Oh, H. J., Yang, I.-H. und Baek, S.-H. (2016), „A preliminary study for determination of three-dimensional root apex position of the maxillary teeth using camera calibration technology“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 45. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 20150186.
- Okeson, J. P. (2015), „Evolution of occlusion and temporomandibular disorder in orthodontics: Past, present, and future“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147. Jg., Nr. 5, Beilage 2: Centennial Supplement, S. S216–S223.
- OraMetrix (2018), „Sure Smile. The Comprehensive Treatment Management System“, Broschüre, Dentsply Sirona Orthodontics, verfügbar unter https://www.suresmile.com/wp-content/uploads/2019/09/190917ora_suresmile_7_3_DS_REV_FNL_rs_v1.1-2.pdf (Zugriff am 27. September 2020).
- Ormco (2019), „SmartArch. Zwei Bögen Anstatt vier“, Flyer, verfügbar unter https://ormco.de/wp-content/uploads/sites/9/2019/06/SmartArch_Flyer_DE_72dpi.pdf.
- Orthlieb, J.-D. und Ehrmann, E. (2013), „Dimension Verticale d’Occlusion (DVO): des mythes et des limites“, *Réalités cliniques*, 24. Jg., Nr. 2, S. 99–104.
- Ortún-Terrazas, J., Cegoñino, J., Santana-Penín, U., Santana-Mora, U. und Pérez Del Palomar, A. (2018), „Approach towards the porous fibrous structure of the periodontal ligament using micro-computerized tomography and finite element analysis“, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 79. Jg., S. 135–149.

- Paetyangkul, A., Türk, T., Elekdağ-Türk, S., Jones, A. S., Petocz, P., Cheng, L. L. und Darendeliler, M. A. (2011), „Physical properties of root cementum: Part 16. Comparisons of root resorption and resorption craters after the application of light and heavy continuous and controlled orthodontic forces for 4, 8, and 12 weeks“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139. Jg., Nr. 3, S. e279–e284.
- Paetyangkul, A., Türk, T., Elekdağ-Türk, S., Jones, A. S., Petocz, P. und Darendeliler, M. A. (2009), „Physical properties of root cementum: part 14. The amount of root resorption after force application for 12 weeks on maxillary and mandibular premolars: a microcomputed-tomography study“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136. Jg., Nr. 4, S. 492.e1–e9.
- Pahr, D. H. und Zysset, P. K. (2016), „Finite Element-Based Mechanical Assessment of Bone Quality on the Basis of In Vivo Images“, *Current osteoporosis reports*, 14. Jg., Nr. 6, S. 374–385.
- Palaskar, J. N., Murali, R. und Bansal, S. (2013), „Centric relation definition: a historical and contemporary prosthodontic perspective“, *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13. Jg., Nr. 3, S. 149–154.
- Panjabi, M. M. (1979), „Centers and angles of rotation of body joints: A study of errors and optimization“, *Journal of biomechanics*, 12. Jg., Nr. 12, S. 911–920.
- Panzarella, F. K., Junqueira, J. L. C., Oliveira, L. B., Araújo, N. S. de und Costa, C. (2011), „Accuracy assessment of the axial images obtained from cone beam computed tomography“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 40. Jg., Nr. 6, S. 369–378.
- Papadimitriou, A., Mousoulea, S., Gkantidis, N. und Kloukos, D. (2018), „Clinical effectiveness of Invisalign® orthodontic treatment: a systematic review“, *Progress in orthodontics*, 19. Jg., Aufsatz-Nr. 37.
- Papadopoulou, K., Hasan, I., Keilig, L., Reimann, S., Eliades, T., Jäger, A., Deschner, J. und Bourauel, C. (2013), „Biomechanical time dependency of the periodontal ligament: a combined experimental and numerical approach“, *European journal of orthodontics*, 35. Jg., Nr. 6, S. 811–818.
- Papadopoulou, K., Keilig, L., Eliades, T., Krause, R., Jäger, A. und Bourauel, C. (2014), „The time-dependent biomechanical behaviour of the periodontal ligament - an in

- vitro experimental study in minipig mandibular two-rooted premolars“, *European journal of orthodontics*, 36. Jg., Nr. 1, S. 9–15.
- Papageorgiou, S. N., Keilig, L., Hasan, I., Jäger, A. und Bourauel, C. (2016), „Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis“, *European journal of orthodontics*, 38. Jg., Nr. 3, S. 300–307.
- Park, C.-S., Park, J.-K., Kim, H., Han, S.-S., Jeong, H.-G. und Park, H. (2012), „Comparison of conventional lateral cephalograms with corresponding CBCT radiographs“, *Imaging science in dentistry*, 42. Jg., Nr. 4, S. 201–205.
- Park, C.-S., Yu, H.-S., Cha, J.-Y., Mo, S.-S. und Lee, K.-J. (2019), „Effect of archwire stiffness and friction on maxillary posterior segment displacement during anterior segment retraction: A three-dimensional finite element analysis“, *Korean journal of orthodontics*, 49. Jg., Nr. 6, S. 393–403.
- Park, J.-M., Choi, S.-A., Myung, J.-Y., Chun, Y.-S. und Kim, M. (2016), „Impact of Orthodontic Brackets on the Intraoral Scan Data Accuracy“, *BioMed research international*, 2016. Jg., Aufsatz-Nr. 5075182.
- Parker, R. J. und Harris, E. F. (1998), „Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114. Jg., Nr. 6, S. 677–683.
- Pei, Y., Ai, X., Zha, H., Xu, T. und Ma, G. (2016), „3D exemplar-based random walks for tooth segmentation from cone-beam computed tomography images“, *Medical physics*, 43. Jg., Nr. 9, S. 5040–5050.
- Pham, J., Lee, R. J., Weissheimer, A., Sameshima, G. T. und Tong, H. (2016), „Inexpensive Orthodontic Treatment with a Prescription Custom-Base System“, *Journal of clinical orthodontics*, 50. Jg., Nr. 3, S. 149–158.
- Plaster, U. (2014), „Das PlaneSystem - vom analogen Gips- zum digitalen CAD-Modell. Sicherer Workflow durch lagerichtiges Erfassen und patientenspezifisches Übertragen der Okklusionsebene in einen virtuellen Artikulator“, *Quintessenz Zahn-technik*, 40. Jg., Nr. 5, S. 570–586.

- Poggio, P. M., Incorvati, C., Velo, S. und Carano, A. (2006), „Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch“, *The Angle orthodontist*, 76. Jg., Nr. 2, S. 191–197.
- Polzar, G., Kater, W., Davids, R. und Schäfer, D. (2009), „Moderne patientenorientierte KFO-Therapie. Invisalign & KFO-Chirurgie“, *KFO-intern*, Nr. 3–4, S. 13–33.
- Ponces, M. J., Tavares, J. P., Lopes, J. D. und Ferreira, A. P. (2014), „Comparison of condylar displacement between three biotypological facial groups by using mounted models and a mandibular position indicator“, *Korean journal of orthodontics*, 44. Jg., Nr. 6, S. 312–319.
- Poppe, M., Bourauel, C. und Jäger, A. (2002), „Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. A study of autopsy specimens and their conversion into finite element models“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 63. Jg., Nr. 5, S. 358–370.
- Präger, T., Karapetian, V., Müller-Hartwich, R., Zöller, J. E. und Mischkowski, R. (2008), „Application of a computer navigation system for the placement of orthodontic anchorage screws“, *International journal of computerized dentistry*, 11. Jg., Nr. 3-4, S. 201–212.
- Preet Singh, D. (2016), „Esthetic Archwires in Orthodontics - A Review“, *Journal of Oral Hygiene & Health*, 4. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 194.
- Probst, F. A., Probst, M., Maistrelli, I.-Z., Otto, S. und Tröltzsch, M. (2014), „Imaging characteristics of a Stafne bone cavity - panoramic radiography, computed tomography and magnetic resonance imaging“, *Oral and maxillofacial surgery*, 18. Jg., Nr. 3, S. 351–353.
- Probst, F. A., Probst, M., Pautke, C., Kaltsi, E., Otto, S., Schiel, S., Troeltzsch, M., Ehrenfeld, M., Cornelius, C. P. und Müller-Lisse, U. G. (2015), „Magnetic resonance imaging: a useful tool to distinguish between keratocystic odontogenic tumours and odontogenic cysts“, *British journal of oral & maxillofacial surgery*, 53. Jg., Nr. 3, S. 217–222.
- Probst, F. A., Schweiger, J., Stumbaum, M. J., Karampinos, D., Burian, E. und Probst, M. (2020), „Magnetic resonance imaging based computer-guided dental implant

- surgery-A clinical pilot study“, *Clinical implant dentistry and related research*, 22. Jg., Nr. 5, S. 612–621.
- Qian, L., Todo, M., Morita, Y., Matsushita, Y. und Koyano, K. (2009), „Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament“, *Dental materials*, 25. Jg., Nr. 10, S. 1285–1292.
- Queiroz, P. M., Oliveira, M. L., Groppo, F. C., Haiter-Neto, F. und Freitas, D. Q. (2018a), „Evaluation of metal artefact reduction in cone-beam computed tomography images of different dental materials“, *Clinical oral investigations*, 22. Jg., Nr. 1, S. 419–423.
- Queiroz, P. M., Santaella, G. M., Groppo, F. C. und Freitas, D. Q. (2018b), „Metal artifact production and reduction in CBCT with different numbers of basis images“, *Imaging science in dentistry*, 48. Jg., Nr. 1, S. 41–44.
- Rangel, F. A., Maal, T. J. J., Bronkhorst, E. M., Breuning, K. H., Schols, J. G. J. H., Bergé, S. J. und Kuijpers-Jagtman, A. M. (2013), „Accuracy and reliability of a novel method for fusion of digital dental casts and Cone Beam Computed Tomography scans“, *PLoS ONE*, 8. Jg., Nr. 3, Artikel-Nr. e59130.
- Ratib, O. und Rosset, A. (2006), „Open-source software in medical imaging: development of OsiriX“, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1. Jg., Nr. 4, S. 187–196.
- Ren, Y., Maltha, J. C. und Kuijpers-Jagtman, A. M. (2003), „Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review“, *The Angle orthodontist*, 73. Jg., Nr. 1, S. 86–92.
- Ren, Y., Maltha, J. C., van't Hof, M. A. und Kuijpers-Jagtman, A. M. (2004), „Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125. Jg., Nr. 1, S. 71–77.
- Reymus, M., Fotiadou, C., Kessler, A., Heck, K., Hickel, R. und Diegritz, C. (2019), „3D printed replicas for endodontic education“, *International endodontic journal*, 52. Jg., Nr. 1, S. 123–130.
- Riemann, A. und Heuer, C. (2016), *In die Schule, fertig, los!: Buchstabenspaß, Der echte Scout*, 1. Aufl., Lingen Verlag, Köln.

- Rousseeuw, P. J. und Ruts, I. (1996), „Algorithm AS 307: Bivariate Location Depth“, *Journal of the Royal Statistical Society. Series C (Applied Statistics)*, 45. Jg., Nr. 4, S. 516–526.
- Rousseeuw, P. J., Ruts, I. und Tukey, J. W. (1999), „The Bagplot: A Bivariate Boxplot“, *The American Statistician*, 53. Jg., Nr. 4, S. 382–387.
- Rupperti, S., Winterhalder, P., Krennmair, S., Holberg, S., Holberg, C., Mast, G. und Rudzki, I. (2021), „Veränderungen des fazialen Weichgewebeprofiles nach maxillärer orthognather Chirurgie“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, online ahead of print, DOI: 10.1007/s00056-021-00294-2.
- Rupperti, S., Winterhalder, P., Rudzki, I., Mast, G. und Holberg, C. (2019), „Changes in the facial soft-tissue profile after mandibular orthognathic surgery“, *Clinical oral investigations*, 23. Jg., Nr. 4, S. 1771–1776.
- Ruse, N. D. (2008), „Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: a story of broken links“, *Dental materials*, 24. Jg., Nr. 12, S. 1717–1719.
- Sachdeva, R. C. L., Aranha, S. L. T., Egan, M. E., Gross, H. T., Sachdeva, N. S., Currier, G. F. und Kadioglu, O. (2012), „Treatment time: SureSmile vs conventional“, *Orthodontics: the art and practice of dentofacial enhancement*, 13. Jg., Nr. 1, S. 72–85.
- Sang, Y.-H., Hu, H.-C., Lu, S.-H., Wu, Y.-W., Li, W. und Tang, Z.-H. (2016), „Accuracy Assessment of Three-dimensional Surface Reconstructions of In vivo Teeth from Cone-beam Computed Tomography“, *Chinese medical journal*, 129. Jg., Nr. 12, S. 1464–1470.
- Schallhorn, R. G. (1957), „A study of the arbitrary center and the kinematic center of rotation for face-bow mountings“, *The Journal of prosthetic dentistry*, 7. Jg., Nr. 2, S. 162–169.
- Schlenz, M. A., Schmidt, A., Wöstmann, B., Ruf, S. und Klaus, K. (2019), „In vitro comparison of analog versus digital impressions of the periodontally compromised dentition focused on interdental areas“, *International journal of computerized dentistry*, 22. Jg., Nr. 2, S. 131–138.

- Schulze, R., Heil, U., Groß, D., Brüllmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U. und Schömer, E. (2011), „Artefacts in CBCT: a review“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 40. Jg., Nr. 5, S. 265–273.
- Schulze, R., Hirsch, E., Köhler, H. und Schulze, D. (2015), *Stellungnahme Digitale (dentale) Volumetomographie in der regulären (nicht-chirurgischen) kieferorthopädischen Anwendung*, Arbeitskreis Röntgenverordnung (AKRöV).
- Schwarz, A. M. (1932), „Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement“, *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18. Jg., Nr. 4, S. 331–352.
- Schwarze, J., Drescher, D. und Wilmes, B. (2019), „Aligner und Mini-Implantat-getragene Slider“, *Zahnärztliche Mitteilungen*, 2019. Jg., Nr. 19.
- Schweiger, J. (2018), „3-D-Gesichtsscan. Digitale Prothetik und Facescan – eine perfekte Ergänzung für die Zahntechnik“, *dental dialogue*, 19. Jg., Nr. 12, S. 1–6.
- Shaheen, E., Khalil, W., Ezeldeen, M., van de Castele, E., Sun, Y., Politis, C. und Jacobs, R. (2017), „Accuracy of segmentation of tooth structures using 3 different CBCT machines“, *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 123. Jg., Nr. 1, S. 123–128.
- Shildkraut, M., Wood, D. P. und Hunter, W. S. (1994), „The CR-CO discrepancy and its effect on cephalometric measurements“, *The Angle orthodontist*, 64. Jg., Nr. 5, S. 333–342.
- Siebert, G. (1996), *Atlas der zahnärztlichen Funktionsdiagnostik*, 3., vollständig neu bearbeitete und erw. Aufl., Hanser, München.
- Sierpinska, T., Kuc, J. und Golebiewska, M. (2013), „Morphological and Functional Parameters in Patients with Tooth Wear before and after Treatment“, *The Open Dentistry Journal*, 7. Jg., S. 55–61.
- Simpson, J. W., Hesby, R. A., Pfeifer, D. L. und Pelleu, G. B. (1984), „Arbitrary mandibular hinge axis locations“, *The Journal of prosthetic dentistry*, 51. Jg., Nr. 6, S. 819–822.
- Sostmann, M., Groddeck, A.-L., Hafke, U. und Sostmann, S. (2015), *Analyse der DVT-Indikationen und -Aufnahmen einer KFO-Fachpraxis von 2008 bis 2014*, 88. Jahrestagung DGKFO, Mannheim, Vortrag V02.

- Spiegelman, J. J. und Woo, S. L.-Y. (1987), „A rigid-body method for finding centers of rotation and angular displacements of planar joint motion“, *Journal of biomechanics*, 20. Jg., Nr. 7, S. 715–721.
- Staderini, E., Guglielmi, F., Cornelis, M. A. und Cattaneo, P. M. (2019), „Three-dimensional prediction of roots position through cone-beam computed tomography scans-digital model superimposition: A novel method“, *Orthodontics & craniofacial research*, 22. Jg., Nr. 1, S. 16–23.
- Stamm, T., Hohoff, A., Wiechmann, D., Sütfeld, J. und Helm, D. (2004), „Accuracy of third-order bends of nickel-titanium wires and the effect of high and low pressure during memorizing heat treatment“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126. Jg., Nr. 4, S. 476–484.
- Stratmann, U. (2020), „Intraorale Registrierung und CMD. Fachbeitrag. Das DIR System - Eine Standortbestimmung (Teil 1)“, *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 26. Jg., Nr. 3, S. 96–99.
- Su, M.-Z., Chang, H.-H., Chiang, Y.-C., Cheng, J.-H., Fuh, L.-J., Wang, C.-Y. und Lin, C.-P. (2013), „Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis“, *Journal of Dental Sciences*, 8. Jg., Nr. 2, S. 121–128.
- Sun, D., Pei, Y., Song, G., Guo, Y., Ma, G., Xu, T. und Zha, H. (2020), „Tooth Segmentation and Labeling from Digital Dental Casts“, in *IEEE ISBI 2020 International Symposium on Biomedical Imaging: 2020 symposium proceedings April 3-7, 2020, Iowa City, Iowa*, IEEE, Piscataway, New Jersey, S. 669–673.
- Swennen, G. R. J. und Schutyser, F. (2006), „Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130. Jg., Nr. 3, S. 410–416.
- Swenson, A. L., Oesterle, L. J., Shellhart, W. C., Newman, S. M. und Minick, G. (2014), „Condylar positions generated by five centric relation recording techniques“, *Oral Biology and Dentistry*, 2. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 8.
- Tallgren, A., Melsen, B. und Hansen, M. A. (1979), „An electromyographic and roentgen cephalometric study of occlusal morphofunctional disharmony in children“, *American journal of orthodontics*, 76. Jg., Nr. 4, S. 394–409.
- Tasanapanont, J., Apisariyakul, J., Wattanachai, T., Sriwilas, P., Midtbø, M. und Jotikasthira, D. (2017), „Comparison of 2 root surface area measurement methods:

- 3-dimensional laser scanning and cone-beam computed tomography“, *Imaging science in dentistry*, 47. Jg., Nr. 2, S. 117–122.
- Tchorz, J. P., Wolgin, M., Karygianni, L., Vach, K. und Altenburger, M. J. (2018), „Accuracy of CBCT-based root canal length predetermination using new endodontic planning software compared to measurements performed with an electronic apex locator ex vivo“, *International journal of computerized dentistry*, 21. Jg., Nr. 4, S. 323–328.
- Theodorou, C. I., Kuijpers-Jagtman, A. M., Bronkhorst, E. M. und Wagener, F. A. D. T. G. (2019), „Optimal force magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156. Jg., Nr. 5, S. 582–592.
- theratecc (2016), „Herstellungsanleitung Messschablonen. CentricGuide“, verfügbar unter <https://www.theratecc.de/assets/Kundenbereich/Download/Herstellungsanleitung-Messschablonen-Centric-Guide-Stand-02-16.pdf>.
- Tong, H., Enciso, R., van Elslande, D., Major, P. W. und Sameshima, G. T. (2012), „A new method to measure mesiodistal angulation and faciolingual inclination of each whole tooth with volumetric cone-beam computed tomography images“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142. Jg., Nr. 1, S. 133–143.
- Tong, H., Weissheimer, A., Pham, J., Lee, R. und Redmond, W. R. (2019), „Lingual Orthodontics Redefined with Automation and Friction-Free Mechanics“, *Journal of clinical orthodontics*, 53. Jg., Nr. 4, S. 214–224.
- Tuna, M., Sünbülöğlu, E. und Bozdağ, E. (2014), „Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament: a validated nonlinear contact model“, *Journal of biomechanics*, 47. Jg., Nr. 12, S. 2883–2890.
- Türp, J. C., Schindler, H. J., Rodiger, O., Smeekens, S. und Marinello, C. P. (2006), „Vertikale und horizontale Kieferrelation in der rekonstruktiven Zahnmedizin. Eine kritische Literaturübersicht“, *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*, 116. Jg., Nr. 4, S. 403–411.
- Url, C. und Silli, S. M. (2017), „Individualisierte Multibracketapparatur. Virtuell geplant - vom Roboter gefertigt - mit neuer Übertragungstechnologie eingesetzt“, *Kieferorthopädie*, 31. Jg., Nr. 1, S. 27–35.

- Utz, K. H., Schmitter, M., Freesmeyer, W. B., Morneburg, T., Hugger, A., Türp, J. C. und Rammelsberg, P. (2010), „Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. (vormals DGZPW): Kieferrelationsbestimmung“, *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*, 12. Jg., Nr. 65, S. 766–775.
- van Driel, W. D., van Leeuwen, E. J., von den Hoff, J. W., Maltha, J. C. und Kuijpers-Jagtman, A. M. (2000), „Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament“, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H: Journal of engineering in medicine*, 214. Jg., Nr. 5, S. 497–504.
- van Schepdael, A., de Bondt, K., Geris, L. und Vander Sloten, J. (2014), „A visco-elastic model for the prediction of orthodontic tooth movement“, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17. Jg., Nr. 6, S. 581–590.
- van Schepdael, A., Vander Sloten, J. und Geris, L. (2013a), „A mechanobiological model of orthodontic tooth movement“, *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 12. Jg., Nr. 2, S. 249–265.
- van Schepdael, A., Vander Sloten, J. und Geris, L. (2013b), „Mechanobiological modeling can explain orthodontic tooth movement: three case studies“, *Journal of biomechanics*, 46. Jg., Nr. 3, S. 470–477.
- Venskutonis, T., Plotino, G., Juodzbaly, G. und Mickevičienė, L. (2014), „The importance of cone-beam computed tomography in the management of endodontic problems: a review of the literature“, *Journal of endodontics*, 40. Jg., Nr. 12, S. 1895–1901.
- Verboven, S. und Hubert, M. (2005), „LIBRA: a MATLAB Library for Robust Analysis“, *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, 75. Jg., Nr. 2, S. 127–136.
- Verboven, S. und Hubert, M. (2010), „MATLAB library LIBRA“, *Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics*, 2. Jg., Nr. 4, S. 509–515.
- Viecilli, R. F., Budiman, A. und Burstone, C. J. (2013), „Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional space?“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143. Jg., Nr. 2, S. 163–172.
- Viecilli, R. F. und Burstone, C. J. (2015), „Ideal orthodontic alignment load relationships based on periodontal ligament stress“, *Orthodontics & craniofacial research*,

18. Jg., Sonderausgabe 1: Personalized and Precision Orthodontic Therapy, S. 180–186.
- von Arx, T., Bornstein, M. M., Werder, P. und Bosshardt, D. (2011), „Der Retromolarkanal bzw. das Foramen retromolare. Übersicht und Fallbericht“, *Schweizer Monatschrift für Zahnmedizin*, 121. Jg., Nr. 9, S. 821–827.
- von Böhl, M. und Kuijpers-Jagtman, A. M. (2009), „Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions“, *European journal of orthodontics*, 31. Jg., Nr. 1, S. 30–36.
- Vu, H. V.-H. J. und Wiechmann, D. (2020), *Method for producing at least one patient-specific modular bracket*, Europäisches Patentamt No. EP 2 672 919 B1, verfügbar unter <https://depatisnet.dpma.de/DepatisNet/depatisnet?action=pdf&docid=EP000002672919B1&xxxfull=1>.
- Wagner, C. (2018), „Zielsicher zur zentrischen Relation. Interview“, *dental dialogue*, 19. Jg., Nr. 6, S. 36–42.
- Wagner, C. (2019), „Mit der Dritten sieht man besser! Bissregistrar“, *Dentalzeitung*, 20. Jg., Nr. 2, S. 16–19.
- Wagner, C. (2020), „Komplexversorgung vereint Handwerk, Teamwork und Digitalisierung. Anwenderbericht“, *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 26. Jg., Nr. 4, S. 96–99.
- Walter, M. H. (2016), „Konzept verkürzte Zahnreihe: Wo stehen wir 2016? Umgang mit Lückengebissituationen“, *Zahnärztliche Mitteilungen*, 2016. Jg., Nr. 18.
- Wang, C., Liu, Y., Wang, S., Wang, Y. und Zhao, Y. (2018), „Evaluation of in vivo digital root reconstruction based on anatomical characteristics of the periodontal ligament using cone beam computed tomography“, *Scientific reports*, 8. Jg., Nr. 1, Aufsatz-Nr. 269.
- Wang, L., Chen, K. C., Gao, Y., Shi, F., Liao, S., Li, G., Shen, S. G. F., Yan, J., Lee, P. K. M., Chow, B., Liu, N. X., Xia, J. J. und Shen, D. (2014), „Automated bone segmentation from dental CBCT images using patch-based sparse representation and convex optimization“, *Medical physics*, 41. Jg., Nr. 4, Artikel-Nr. 043503.
- Wang, L., Chen, K. C., Shi, F., Liao, S., Li, G., Gao, Y., Shen, S. G. F., Yan, J., Lee, P. K. M., Chow, B., Liu, N. X., Xia, J. J. und Shen, D. (2013), „Automated segmentation of CBCT image using spiral CT atlases and convex optimization“, in Mori, K., Sakuma, I., Sato, Y., Barillot, C. und Navab, N. (Hg.), *Medical Image Computing*

- and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2013: 16th International Conference, Nagoya, Japan, September 22-26, 2013, Proceedings, Part III*, Lecture Notes in Computer Science, 8151. Jg., Springer, Berlin, Heidelberg, S. 251–258.
- Wang, M. F., Xie, X., Li, G. und Zhang, Z. (2020), „Relationship between CNR and visibility of anatomical structures of cone-beam computed tomography images under different exposure parameters“, *Dentomaxillofacial Radiology*, 49. Jg., Nr. 5, Aufsatz-Nr. 20190336.
- Wellenberg, R. H. H., Hakvoort, E. T., Slump, C. H., Boomsma, M. F., Maas, M. und Streekstra, G. J. (2018), „Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging“, *European journal of radiology*, 107. Jg., S. 60–69.
- Wichelhaus, A. (2013), *Kieferorthopädie – Therapie Band 1: Grundlegende Behandlungskonzepte*, Wolf, H. F. (Hg.), *Farbatlant der Zahnmedizin*, 1. Aufl., Thieme, Stuttgart.
- Wiechmann, D. (2002), „A new bracket system for lingual orthodontic treatment. Part 1: Theoretical background and development“, *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 63. Jg., Nr. 3, S. 234–245.
- Williamson, E. H., Caves, S. A., Edenfield, R. J. und Morse, P. K. (1978), „Cephalometric analysis: Comparisons between maximum intercuspation and centric relation“, *American journal of orthodontics*, 74. Jg., Nr. 6, S. 672–677.
- Wilmes, B., Vasudavan, S. und Drescher, D. (2019), „CAD-CAM-fabricated mini-implant insertion guides for the delivery of a distalization appliance in a single appointment“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156. Jg., Nr. 1, S. 148–156.
- Winstanley, R. B. (1985), „The hinge-axis: a review of the literature“, *Journal of oral rehabilitation*, 12. Jg., Nr. 2, S. 135–159.
- Wolff, J. (1869), „Ueber die Bedeutung der Architectur der spongiösen Substanz für die Frage vom Knochenwachstum. Vorläufige Mittheilung“, *Centralblatt für die medicinischen Wissenschaften*, 7. Jg., Nr. 54, S. 849–851.
- Wood, C. R. (1977), „Centrically related cephalometrics“, *American journal of orthodontics*, 71. Jg., Nr. 2, S. 156–172.
- Wu, A. T. J., Türk, T., Colak, C., Elekdağ-Türk, S., Jones, A. S., Petocz, P. und Darendeliler, M. A. (2011), „Physical properties of root cementum: Part 18. The

- extent of root resorption after the application of light and heavy controlled rotational orthodontic forces for 4 weeks: a microcomputed tomography study“, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139. Jg., Nr. 5, S. e495–e503.
- Wu, J., Liu, Y., Zhang, J., Peng, W. und Jiang, X. (2018a), „Biomechanical investigation of orthodontic treatment planning based on orthodontic force measurement and finite element method before implementation: A case study“, *Technology and health care*, 26. Jg., Sonderausgabe 1: The 6th International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology - iCBEB 2017, S. S347–S359.
- Wu, J.-L., Liu, Y.-F., Peng, W., Dong, H.-Y. und Zhang, J.-X. (2018b), „A biomechanical case study on the optimal orthodontic force on the maxillary canine tooth based on finite element analysis“, *Journal of Zhejiang University-SCIENCE B (Biomedicine & Biotechnology)*, 19. Jg., Nr. 7, S. 535–546.
- Xu, X., Liu, C. und Zheng, Y. (2019), „3D Tooth Segmentation and Labeling Using Deep Convolutional Neural Networks“, *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 25. Jg., Nr. 7, S. 2336–2348.
- Yağcı, A., Veli, İ., Uysal, T., Uçar, F. İ., Ozer, T. und Enhoş, Ş. (2012), „Dehiscence and fenestration in skeletal Class I, II, and III malocclusions assessed with cone-beam computed tomography“, *The Angle orthodontist*, 82. Jg., Nr. 1, S. 67–74.
- Yazgan, H., Stalder, A. K. und Türp, J. C. (2013), „Wie viel Okklusion braucht der Mensch? Eine literaturgestützte Analyse“, *Zahnarzt & Praxis*, 16. Jg., Nr. 2, S. 74–78.
- Yeung, A. W. K., Jacobs, R. und Bornstein, M. M. (2019), „Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities“, *Clinical oral investigations*, 23. Jg., Nr. 6, S. 2573–2581.
- Yu, J., Park, J. H., Bayome, M., Kim, S., Kook, Y.-A., Kim, Y. und Kim, C.-H. (2016), „Treatment effects of mandibular total arch distalization using a ramal plate“, *Korean journal of orthodontics*, 46. Jg., Nr. 4, S. 212–219.
- Yustin, D. C., Rieger, M. R., McGuckin, R. S. und Connelly, M. E. (1993), „Determination of the existence of hinge movements of the temporomandibular joint during

- normal opening by Cine-MRI and computer digital addition“, *Journal of prosthodontics*, 2. Jg., Nr. 3, S. 190–195.
- Zhang, J., Liu, M., Wang, L., Chen, S., Yuan, P., Li, J., Shen, S. G.-F., Tang, Z., Chen, K.-C., Xia, J. J. und Shen, D. (2020), „Context-guided fully convolutional networks for joint craniomaxillofacial bone segmentation and landmark digitization“, *Medical image analysis*, 60. Jg., Aufsatz-Nr. 101621.
- Zhang, S., Huang, J., Uzunbas, M., Shen, T., Delis, F., Huang, X., Volkow, N., Thanos, P. und Metaxas, D. N. (2011), „3D segmentation of rodent brain structures using hierarchical shape priors and deformable models“, in Fichtinger, G., Martel, A. und Peters, T. M. (Hg.), *Medical image computing and computer-assisted intervention - MICCAI 2011: 14th International Conference, Toronto, Canada, September 18–22, 2011, Proceedings, Part III*, Lecture Notes in Computer Science, 6893. Jg., Springer, Berlin, Heidelberg, S. 611–618.
- Zhao, Y. J., Wang, S. W., Liu, Y. und Wang, Y. (2017), „A method for rapid extracting three-dimensional root model of vivo tooth from cone beam computed tomography data based on the anatomical characteristics of periodontal ligament“, *Journal of Peking University. Health sciences*, 49. Jg., Nr. 1, S. 54–59.
- Zhong, J., Chen, J., Weinkamer, R., Darendeliler, M. A., Swain, M. V., Sue, A., Zheng, K. und Li, Q. (2019), „In vivo effects of different orthodontic loading on root resorption and correlation with mechanobiological stimulus in periodontal ligament“, *Journal of the Royal Society, Interface*, 16. Jg., Nr. 154, Aufsatz-Nr. 20190108.
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H. und Reich, S. (2015), „Intraoral scanning systems - a current overview“, *International journal of computerized dentistry*, 18. Jg., Nr. 2, S. 101–129.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt

Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg für die Betreuung des Themas und das hilfreiche Feedback in den Doktorandentreffen,

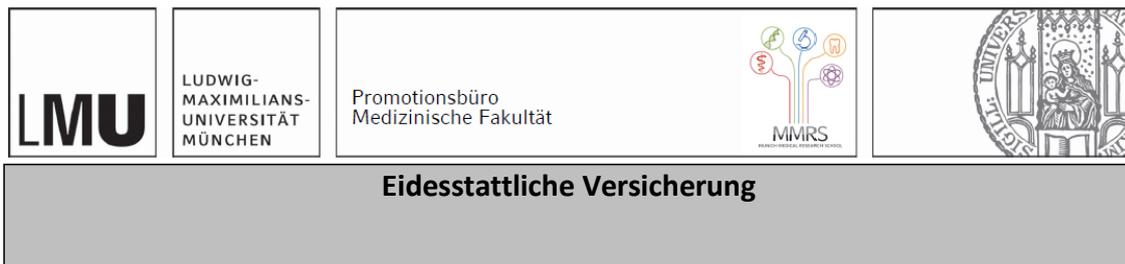
meiner Frau, Julia Maria Kopp, für die unermüdliche, persönliche Unterstützung,

meinem Vater, PD Dr. med. dent. habil. Sigmar Kopp, insbesondere für die technisch-apparative Unterstützung durch die Bereitstellung des DVT-Gerätes, Laborscanners und des CentricGuides,

Frau Sophie Wagner und Herrn Daniel Ostermeier für die fachkundige Kontrolle der Matlab-Algorithmen,

meinen Eltern, Schwiegereltern, Großeltern und Kindern für die moralische, logistische und finanzielle Unterstützung.

Affidavit



Kopp, Friedrich Wilhelm

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Digitaler kieferorthopädischer Workflow unter Berücksichtigung funktionstherapeutischer Aspekte

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.

Puchheim-Ort, 31.1.2022

Friedrich W. Kopp

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand

Lebenslauf

Nur in gedruckter Fassung enthalten