

Die Akquise von kinematischen Informationen des Unterkiefers und Kiefergelenks mittels eines Inertial-Sensor-Systems

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Zahnmedizin
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Christoph Molls

aus Aachen

Berichter: Priv.-Doz. Dr.-Ing. Dr. rer. medic. Jörg Eschweiler
Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Ali Modabber

Tag der mündlichen Prüfung: 15.10.2024

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Universitätsbibliothek online
verfügbar.

Kurzzusammenfassung

In dieser Studie wurde die Erfassung der Unterkieferbewegungen mittels vier Inertialsensoren erprobt und analysiert. Die Erprobung erfolgte mit zwei eigens hergestellten Sensorgestellen zur intraoralen Verankerung. Zur Datengewinnung wurde ein Vergleichsversuch entworfen, welcher die Wirkweise des Aqualizers untersuchte. Die Ergebnisse beweisen, dass die Erfassung möglich ist und die Messdaten in Form von Kardanwinkeln analysiert werden können. Zum einen kann die Hypothese aufgestellt werden, dass zwei Inertialsensoren zur Bewegungserfassung ausreichend sind und zum anderen, dass der Aqualizer bei speziellen Probanden deutliche Veränderungen bewirken kann. Jedoch konnte die Pilotstudie die neuen Hypothesen, aufgrund der geringen Probandenanzahl, nicht verifizieren.

Abstract

In this study, the recording of mandibular movements was tested and analyzed using four inertial measurement units. The tests were carried out with two specially manufactured sensor frames for intraoral anchoring. To obtain data, a comparative test was designed to investigate the mode of action of the Aqualizer. The results prove that the acquisition is possible and that the measurement data can be analyzed in the form of cardan angles. On the one hand, it can be hypothesized that two inertial measurement units are sufficient for motion detection and, on the other hand, that the Aqualizer can bring about significant changes in specific test subjects. However, the pilot study was unable to verify the new hypotheses due to the small number of test subjects

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Allgemeines zum Kiefergelenk	1
1.2	Kiefergelenkserkrankungen	3
1.2.1	Unterteilung der Erkrankungen und ihre Ursachen	3
1.2.2	CMD	6
1.2.3	Prothetik	7
1.2.4	Dysgnathiechirurgie	8
1.3	Bewegungserfassungssysteme	9
1.3.1	Grundlagen der Erfassungssysteme	9
1.3.2	Elektromagnetische Systeme	9
1.3.3	Optoelektronische Systeme	10
1.3.4	Visuelle Systeme	10
1.3.5	Inertial-Sensorsysteme	11
1.4	Xsens DOT	12
2	Zielsetzung	14
3	Material und Methoden	15
3.1	Probanden	15
3.2	Versuchsaufbau	16
3.2.1	Versuchsgrundlagen	16
3.2.2	Sensorgestell	18
3.2.3	Intraorale Verankerung	20
3.3	Erprobungsversuch	24
3.3.1	Ausschluss der Interaktion von Gestell und Sensoren	24
3.3.2	Datenerfassung von komplexen Bewegungen	26
3.4	Finale Versuchsdurchführung	27
3.4.1	Aqualizer	27
3.4.2	Vergleichsversuch	28
4	Ergebnisse	30
4.1	Problematik bei der Auswertung der erfassten Sensordaten	30
4.2	Auswertung der Rohdaten	37
4.3	Verfügbare Daten zur Auswertung	40
4.4	Auswertung aller erfassten Daten	41
4.4.1	Vorauswahl zur Datenanalyse	41
4.4.2	Erfassungsgenauigkeit der beweglichen Sensoren	47
4.4.3	Analyse der Probandenwerte vor und nach der Nutzung des Aqualizers	50
4.4.4	Auffällige Registrierungen bei einzelnen Probanden	57

5	Diskussion	59
5.1	Diskussion der Methodik	59
5.1.1	Versuchsaufbau.....	59
5.1.2	Sensornzahl	61
5.1.3	Versuchsdurchführung	64
5.2	Diskussion der Ergebnisse	66
5.2.1	Ergebnisse in Relation zur Literatur	66
5.2.2	Aqualizerveränderungen	67
5.3	Bedeutung der Studie	69
5.3.1	Inertialsensoren.....	69
5.3.2	Aqualizer als Therapievarianz.....	70
5.4	Ausblick - Zukunft des Sensorsystems Xsens DOT	72
6	Zusammenfassung	75
7	Literaturverzeichnis	77
8	Abbildungsverzeichnis	79
	Danksagung	I
	Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung	II
	Eidesstattliche Erklärung gemäß § 5 Abs. (1) und § 11 Abs. (3) 12. der Promotionsordnung	III

Abkürzungsverzeichnis

A-Silikon	Additionsvernetzendes Silikon
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktion
DVT	Digitale Volumentomographie
GMR	Giant magnetoresistance
IMU	Inertial measurement unit
JMA	Jaw Motion Analyzer
K-Silikon	Kondensationsvernetzendes Silikon
LED	Light emitting diode
MCU	Micro controller unit
MEMS	Micro-electro-mechanical-system
OK	Oberkiefer
PETG	Glykolisiertes Polyethylenterephthalat
PMMA	Polymethylmethacrylat
SDI	Strap down integration
UK	Unterkiefer

1 Einleitung

1.1 Allgemeines zum Kiefergelenk

Das Kiefergelenk gehört zu den kompliziertesten Gelenken des menschlichen Körpers, da es sich sowohl funktionell als auch anatomisch von anderen Gelenken abgrenzt. Anatomisch betrachtet handelt es sich um ein zweigeteiltes Gelenk, welches sich weitergehend in das linke und rechte Kiefergelenk unterteilen lässt. Die beiden Kiefergelenke sind durch den Unterkiefer als knöcherne Spange verbunden. Daraus resultiert ein funktionelles Zusammenspiel, da jede Bewegung des einen Kiefergelenks zwangsläufig eine Bewegung im anderen Kiefergelenk auslöst (Freesmeyer W., 2000, S. 316). Zusätzlich ist die Gelenkposition nicht nur durch den anatomischen Aufbau des Gelenkes festgelegt, sondern wird ebenfalls durch die Zahnkontakte (Okklusion) beeinflusst.

Andere Gelenke

1. Muskulatur



2. Bewegung



3. Gelenkposition

Kiefergelenke

1. Muskulatur



2. Bewegung



3. Okklusion



4. Gelenkposition

Abbildung 1: Ein zusätzlicher Parameter zur Festlegung der Gelenkposition
(Heise M., 2020)

Das Resultat ist ein Gelenkkomplex, welcher einzigartig im menschlichen Körper ist und zu dem komplexen, anatomischen Funktionskreis des kranio-mandibulären Systems gehört (Breul R., 2011, S. 9). Dieser unterliegt den Einflüssen der Muskulatur, der Bänder, der knöchernen und knorpeligen Anteile und der Okklusion. Die Geometrie des Gelenks ermöglicht grundsätzlich drei verschiedene Bewegungen in Form von Rotations-, Translations- und Pendelbewegungen (Freemeyer W., 2000, S. 316). Die Folge des komplizierten Aufbaus ist eine Vielzahl unterschiedlicher Kiefergelenkserkrankungen, deren Prophylaxe, Diagnose und Therapie auf der Erfassung und Analyse der Kiefergelenksbewegungen basiert.

1.2 Kiefergelenkserkrankungen

1.2.1 Unterteilung der Erkrankungen und ihre Ursachen

Bei der Betrachtung von Kiefergelenkserkrankungen bietet sich eine Einteilung in primäre und sekundäre Arthropathien an. Die primären Arthropathien umfassen alle Erkrankungen, die infektiöse, endogene oder systemische Ursachen haben. Zu den Erkrankungen gehören bspw. Arthritis, Synovitis, Chondritis, Arthrose, degenerative Arthrose (Arthropathia deformans) und Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises, wie z.B. die primärchronische Polyarthritis (PCP). Die sekundären Arthropathien sind funktionsbedingte Veränderungen im Kiefergelenk, welche den Ursprung in der Okklusion und damit in der Kieferrelation und Kiefergelenkbelastung haben. Beispielhaft hierfür sind die parafunktionellen Tätigkeiten (Knirschen und Pressen). Aus therapeutischer und funktioneller Sicht hat sich die Einteilung dieser Erkrankungen in Belastungs-, Stellungs- und Strukturveränderungen der Kiefergelenke bewährt (Freesmeyer W., 2001a).

Bei den Belastungsänderungen wird zwischen der Kiefergelenkskompression und -distraktion unterschieden. Die Kompression des Kiefergelenks wird durch eine Stützzonenreduktion oder einen Stützzonenverlust ausgelöst. Dies bedeutet, dass aufgrund der fehlenden Abstützung im Seitenzahnbereich (Stützzone), während der statischen Okklusion, eine Druckbelastung im Kiefergelenk entsteht. Ursächlich dafür sind Zahnverlust, starke Abnutzung der Seitenzähne (Prä-/ Molarenabrasion) oder fehlender Zahnkontakt (Nonokklusion) bei prothetischen Restaurationen.

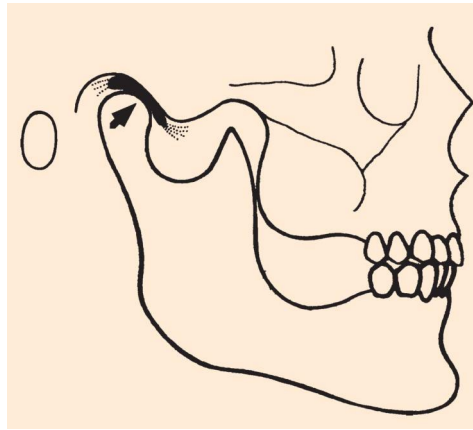


Abbildung 2: Kiefergelenkskompression durch einen Stützzonenverlust (Freesmeyer W., 2001b)

Bei der Kiefergelenkdistraktion handelt es sich um das Gegenteil der Kompression. Infolge von statischen Hyperkontakten wird eine Zugbelastung auf die ligamentären Strukturen ausgeübt. Die Folgen können einer Hypermobilität oder Diskusverlagerung entsprechen.

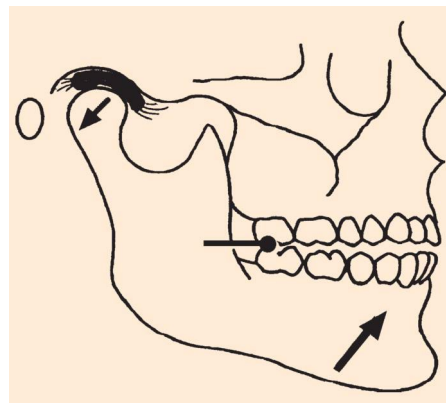


Abbildung 3: Kiefergelenkdistraktion durch einen Hyperkontakt (Freesmeyer W., 2001b)

Während die Belastungsänderungen durch statische Fehlbelastungen entstehen, handelt es sich bei Stellungsänderungen um okklusal bedingte

Zwangsführungen. Diese Zwangsführung ist auf falsch gewählte Facetten der Höckerabhänge oder Schneidezähne zurückzuführen, durch die der Kiefer beispielsweise aufgrund eines Frühkontaktes mit einer Facette in eine falsche Lage, in Form einer retralen, ventralen oder lateralen Position, geführt wird.

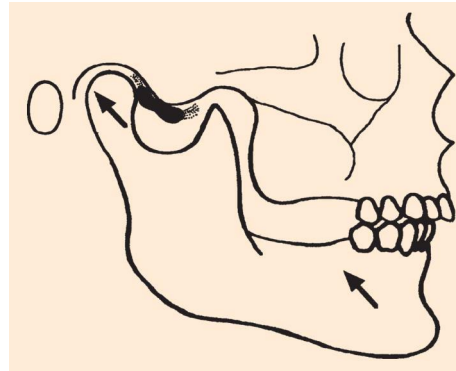


Abbildung 4: Retrale Zwangsführung des Unterkiefers durch einen zu frühen Kontakt mit einer Protrusionsfacette (Freesmeyer W., 2001b)

Die letzte Unterteilung, die Strukturänderung, ist das Resultat der Belastungs- und Stellungsänderung und spiegelt die natürliche Gewebereaktion wider. Die Folgen der Fehlbelastung oder Fehlstellung des Kiefergelenks sind die Degeneration der belasteten Bereiche und die Proliferation der unbelasteten Zonen (Freesmeyer W., 2001b).

Folglich haben die sekundären, funktionsbedingten Arthropathien gemeinsam, dass sie aus medizinischer Sicht einerseits diagnostiziert und therapiert, andererseits iatrogen verursacht werden können. Der Leitbegriff für Kiefergelenkserkrankungen ist die Craniomandibuläre Dysfunktion (CMD). Diese bildet ein großes und komplexes Gebiet der Zahnheilkunde. Zu den iatrogenen Ursachen der sekundären Arthropathien gehören prothetische Versorgungen, kieferorthopädische Eingriffe sowie dysgnathie-chirurgische Operationen. Die Basis zur Vermeidung sekundärer Arthropathien stellt eine individuelle, genaue Bewegungserfassung des Unterkiefers und der Kondylen dar, welche durch die biomechanische Modellierung und virtuelle Simulation das Behandlungsergebnis prognostizieren und iatrogene Ursachen verhindern kann.

1.2.2 CMD

Das Krankheitsbild der CMD vereinigt Beschwerden, die auf strukturelle, funktionelle, biochemische und psychische Fehlregulation der Muskel- und Kiefergelenksfunktion zurückzuführen sind und eine große, symptomatische Vielfalt vorweisen können (Universitätsklinikum Heidelberg, 2021). Die Symptome reichen von Myopathien und Arthropathien, über Irritationen im Bereich der Ohren (Tinnitus) bis hin zu diffusen Beschwerdebildern im Bereich des Kopfes, Gesichtes und Nackens. Dementsprechend herausfordernd ist die Diagnostik. Diese gliedert sich in die klinische und instrumentelle Funktionsanalyse (Gesellschaft für Zahngesundheit, Funktion und Ästhetik, 2021).

Bei der klinischen Funktionsanalyse handelt es sich um die Erstuntersuchung des Patienten am Behandlungsstuhl. Dabei wird die Anamnese inklusive des psycho-emotionalen Stresses erhoben, die die Kiefergelenksbewegung optisch und akustisch analysiert, die Okklusion kontrolliert und die Kaumuskeln palpiert.

Im Zuge der instrumentellen Funktionsanalyse wird ein Gipsmodellpaar des Patienten hergestellt, individuell in den Artikulator eingegliedert und anschließend die statische und dynamische Okklusion beurteilt. Aus der Gesamtheit der Informationen wird die Diagnose erstellt. Dabei wurde in unterschiedlichen Studien nachgewiesen, dass nicht jede Anomalie als CMD betitelt werden kann. Beispielsweise kann der Kondylus eine Abweichung von der zentralen Position zeigen, während das Gelenk frei von Funktionsstörungen ist (Kalaykova et al., 2006; Vasconceles J. et al., 2007). Ebenfalls ist nicht jeder Bewegungsparameter zur Differenzierung zwischen einer CMD und einem asymptotischen Patienten nutzbar. Die Messung der Amplitude der Unterkieferbewegungen stellt beispielsweise kein Parameter zur Unterscheidung dar (Mazzetto M. et al., 2017), weil Patienten mit einer Hypermobilität, verglichen mit den Normwerten gesunder Patienten, eine deutlich größere Amplitude ohne CMD vorweisen (Kalaykova et al., 2006). Die Kondylenbahn kann ein Parameter für eine Dysfunktion sein und ist der Verlauf der Strecke, welche die Kondylen während einer Mundöffnung absolvieren. Die Messung der Kondylenbahn ergibt bei Patienten mit einer Funktionsstörung einen unregelmäßigen Verlauf mit sprunghaften Richtungsänderungen

(Kuwahara T. et al., 1990; Sadat-Khonsari R. et al., 2003). Somit handelt es sich bei der Erfassung der Kondylenbahn um ein relevantes Kriterium bei der CMD-Diagnostik.

1.2.3 Prothetik

Die prothetische Versorgung von Patienten ist eines der klassischen Themengebiete der Zahnmedizin, welches in den meisten zahnmedizinischen Praxen vertreten ist. Insbesondere größere prothetische Restaurationen stellen den Behandler vor eine Herausforderung, da das Einstellen einer physiologischen Kondylenposition ein wichtiger Aspekt für die Akzeptanz der Versorgung seitens des Patienten ist. Die optimale Kondylenposition ist die zentrische Kondylenposition. Diese ist definiert als die kranioventrale, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen im Zenit der Fossa Mandibularis bei physiologischer Kondylus-Discus-Relation und physiologischer Belastung der beteiligten Gewebestrukturen. Um die Bewegungen des Kiefergelenkes bei der Restaurationserstellung berücksichtigen zu können, wurde bereits 2018 eine Studie veröffentlicht, in welcher eine Bisshebung in der optimalen Kondylenposition durchgeführt wurde. Mithilfe eines DVT-Bildes, des Jaw Motion Analyser (JMA von Zebris) und des Cerec-Systems wurde eine Bisshebungsschiene hergestellt, die die vertikale Dimension um 3 mm erhöht. Nach einer zwölfmonatigen Erprobung wurde die definitive Bisserrhöhung in Form von Keramikkrone hergestellt (Kurbad A., 2018, S. 67). Die Beziehung zwischen Okklusion und Kondylenposition kann bei einem virtuellen Artikulator detailgetreuer individualisiert werden als bei einem mechanischen Artikulator. Somit kann die dynamische Okklusionsanpassung im Restorationsdesign besser an die physiologischen Anforderungen angepasst werden (Tian S. et al., 2019, S. 66). Die Nutzbarkeit von virtuellen Artikulatoren basiert auf der exakten und einfach durchzuführenden Bewegungserfassung.

1.2.4 Dysgnathiechirurgie

In der Dysgnathiechirurgie wurde bereits früh festgestellt, dass 3D-Modelle eine exakte Positionierung der Kiefer ermöglichen (Santler G. et al., 1998, S. 11). Dieser Gedankengang ist bis zur heutigen Zeit erhalten geblieben und wird stetig weiterentwickelt. Durch eine dreidimensionale Rekonstruktion können die optimale Position, Form und Funktion eines Gebisses vorhergesagt und gestaltet werden. Unverzichtbar hierfür sind die Bewegungsanalyse, Visualisierungstechnik und biomechanische Simulationsmethoden (Maki K. et al., 2003, S. 58).

Die Analyse der biomechanischen muskuloskelettalen Belastungen und der anschließende Transfer des Erkenntnisgewinns würde zu einer optimalen und schonenden Therapieplanung führen.

1.3 Bewegungserfassungssysteme

1.3.1 Grundlagen der Erfassungssysteme

Die Akquise der kinematischen Informationen des Unterkiefers und Kiefergelenks bildet die Grundlage für einen Teil der diagnostischen Ansätze der CMD, für die virtuelle Konstruktion prothetischer Versorgungen und für die dysgnathiechirurgische Planung. In der Vergangenheit wurden viele Geräte zur Bewegungserfassung entwickelt. Jedoch stellte sich bei der Befragung von Zahnärzten heraus, dass vorhandene Geräte teuer, unkomfortabel für den Patienten und schwer in der Anwendung sind (Santos I. et al., 2009) (Santos I., 2005, S. 68). Darüber hinaus sind das Gewicht und die Geometrie der Geräte ein wichtiger Faktor, weil die Unterkieferbewegungen von dem Gewicht und der Schwerpunktlage des verwendeten Registriergerätes beeinflusst werden (Sadat-Khonsari R. et al., 2003, S. 263). Die aktuellen Systeme lassen sich in elektromagnetische, optoelektronische, visuelle und Inertial-Sensor-Systeme unterteilen.

1.3.2 Elektromagnetische Systeme

Elektromagnetische Systeme basieren auf der Messung von Magnetfeldern, die mithilfe eines GMR (Giant magnetoresistance) Sensors von kleinen, im Mund platzierten Magneten erzeugt werden. Die Sensoren lassen sich kostengünstig und einfach in einen Gesichtsbogen integrieren und liefern eine ausreichende Genauigkeit. Zukünftig soll ein System mit einer höheren Auflösung und Präzision entwickelt werden, welches zusätzlich die Möglichkeit bietet, mehr als nur eine Achse zu erfassen (Santos I. et al., 2009). Der größte Nachteil dieser Systeme ist die Notwendigkeit von Magnetfeldern, deren Messung nur verzerrungsfrei möglich ist, sofern sich keine metallischen, störenden Objekte im Arbeitsvolumen befinden (Welch G. & Foxlin E., 2002, S. 29). Aufgrund der häufigen Verwendung von Metalllegierungen, kann dies bei prothetischen Restaurationen nicht gewährleistet werden.

1.3.3 Optoelektronische Systeme

Optoelektronische Systeme bestehen aus einer oder mehreren Kameras sowie aus einer oder mehreren Leuchtdioden (LEDs). Dabei zeichnen die Kameras die Bewegungen der LEDs auf und ermöglichen somit eine genaue Bewegungserfassung und Darstellung. Als jüngste Entwicklung stehen ein drahtloses Gerät und ein optoelektronisches Datenerfassungssystem zur Verfügung. Somit ist es mittels grafischer Berechnung möglich, die Lage und das räumliche Echtzeitverhalten des Unterkiefers zu analysieren (Madhavan S. et al., 2018, S. 1257). Eine abgewandelte Form der optoelektronischen Systeme stellen die visuellen Systeme dar, welche ebenfalls mit Kameras, jedoch ohne LEDs funktionieren.

1.3.4 Visuelle Systeme

Visuelle Systeme sind kostengünstig und bestehen lediglich aus Kameras und Markern, welche die Verfolgung von vorher festgelegten Referenzpunkten ermöglichen. Der Grundaufbau besteht aus einem binokularen, visuellen, nicht-invasiven System mit zwei kostengünstigen Kameras und zwei Keramik-Tracking-Platten. Diese ermöglichen eine dreidimensionale Erfassung in Echtzeit, die Rekonstruktion, die Echtzeit-Bewegungssimulation sowie die Generierung von Trajektorienoberflächen (Tian S. et al., 2020, S. 5711). Die Messgenauigkeit von $\pm 0,1$ mm ermöglicht die Gestaltung einer klinisch akzeptablen Okklusalfäche und entspricht somit den klinischen Anforderungen für das Design festsitzender Prothesen (Yuan F. et al., 2015, S. 8). Die Nachteile der optoelektronischen und visuellen Systeme sind der aufwendige Aufbau, die nur unter Laborbedingungen mögliche Durchführung sowie die klare Sichtlinie zwischen der Quelle und den Kameras (Furtado D. et al., 2013; Tian S. et al., 2020; Welch G. & Foxlin E., 2002).

1.3.5 Inertial-Sensorsysteme

Inertial-Sensorsysteme wurden schon früh für die Erfassung der Unterkieferbewegungen genutzt. Bereits 2002 beschrieb Greg Welch, dass Inertial-Sensoren von allen Erfassungstechnologien einer „Wunderwaffe“ am nächsten zu kommen scheinen (Welch G. & Foxlin E., 2002, S. 26). Dies liegt an der geringen Größe und der gleichzeitig sehr genauen Bewegungserfassung.

Die ersten Studien nutzten ein bis zwei per Kabel angeschlossene Sensoren und bestätigen die Nutzbarkeit zur Akquise von Bewegungsinformationen (Lin Z. et al., 2010, S. 902). Aufgrund ihrer Eigenschaften können diese Systeme auch in kleineren Ambulanzen eingesetzt werden und sind nicht auf eine Laborumgebung beschränkt. Eine weitere Verbesserung soll zukünftig ein drahtloses System darstellen (Lucena C. et al., 2018, S. 2100318).

1.4 Xsens DOT

Der Xsens DOT ist ein Inertial-Sensorsystem der Firma Xsens und ermöglicht die Verknüpfung von bis zu sieben drahtlosen Sensoren zur Messung von Bewegungen. Alle Sensoren können mit einem Synchronisationsprotokoll zu einer gemeinsamen Zeitbasis synchronisiert werden.



Abbildung 5: Xsens DOT Sensor (Xsens DOT User Manual, S. 7)

Die Messung erfolgt über Beschleunigungssensoren, Gyroskope sowie Magnetometer und gewährleistet die dreidimensionale Orientierung jedes Sensors. Die Winkelgeschwindigkeits- und Beschleunigungsdaten werden mit einer Frequenz von 800 Hz von der eingebetteten MCU (micro controller unit) des Xsens DOT-Sensors abgetastet und kalibriert, um die Genauigkeit bei dynamischen Bewegungen beizubehalten (Xsens DOT User Manual).

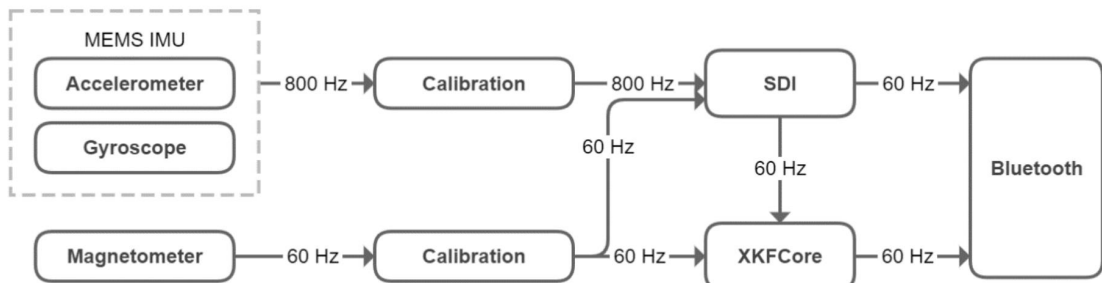


Abbildung 6: Prozessaufbau XsensDOT (Xsens DOT User Manual, S. 13)

Die per 800 Hz erfassten Daten werden von der SDI (strap down integration) zu einem niederfrequenten Signal von 60 Hz verarbeitet, um keine übermäßige Rechenlast auf dem empfangenden Host-Gerät zu erzeugen. Bei dem Host-Gerät muss es sich um ein Bluetooth-fähiges Android-, iOS- oder Windows-Endgerät handeln.

Als letzte Komponente enthält jeder Sensor den XKFCore. Der XKFCore ist ein Kalman-Filterkern, welcher aus den verwendeten Daten des SDI eine statistisch optimale dreidimensionale Orientierungsschätzung mit hoher Genauigkeit und ohne Integrationsdrift für statische und dynamische Bewegungen berechnet. Der XKFCore nutzt dafür die Messung der Schwerkraft und des erdmagnetischen Nordens, um langsam zunehmende Fehler zu kompensieren (Xsens DOT User Manual).

Das Xsens DOT-System besteht aus 10,8 g schweren, 36,30 x 30,35 x 10,80 mm (Länge x Breite x Höhe) großen Inertialsensoren, welche mit einer internen Abtastrate von 800 Hz und einer Aktualisierungsrate von 60 Hz dreidimensionale Bewegungsinformationsmessungen per Bluetooth 5.0 auf ein Endgerät übertragen können. Dabei beträgt die statische Orientierungsleistung 0,5° und die dynamische Orientierungsleistung 1°.

2 Zielsetzung

Die primäre Zielsetzung der Studie stellte die Registrierung der Unterkiefergrenzbewegungen mit Hilfe der Inertialsensoren Xsens DOT dar. Für die Erfassung der Bewegungsinformationen mittels der Sensoren wurden zwei Gestelle konstruiert, an denen die Sensoren befestigt und patientenindividuell eingestellt werden können. Es konnten bis zu sieben Sensoren genutzt werden, wobei die Unterkieferbewegung aufgrund des Eigengewichtes des Gesamtgestelles möglichst wenig eingeschränkt werden sollte. Die extraoralen Gestelle mit den Sensoren sollten intraoral verankert werden, sodass die direkten Bewegungen des Unterkiefers ohne den Einfluss des Weichgewebes registriert werden. Die Gesamtgestelle sollten ausmessbar sein, sodass die Referenzpunkte geometrisch nachvollziehbar sind und virtuell dargestellt werden können.

Nach erfolgreicher Konstruktion und Herstellung wurde ein Ethikantrag gestellt, sodass diese wissenschaftliche, nicht-invasive, experimentelle Studie an Probanden durchgeführt werden durfte.

Nach der Genehmigung des Ethikantrages wurde die Erprobung anhand eines Probanden durchgeführt. Die gemessenen Bewegungsinformationen sollten per Matlab, einem Computerprogramm der Firma MathWorks zur Lösung mathematischer Probleme und grafischen Darstellung der Ergebnisse, analysiert werden und eine virtuelle, maßstabgetreue Simulation der erfassten Referenzpunkte ermöglichen.

Infolge der möglichen Analyse der erfassten Messdaten konnte die Registrierung der Bewegungen anhand von zehn Probanden erfolgen. Der finale Versuchsaufbau wurde im Verlaufe der Studie, sobald die Messdaten dies zuließen, konkretisiert und sollte im besten Falle eine Vergleichsstudie enthalten.

3 Material und Methoden

3.1 Probanden

Die Erfassung von Bewegungsinformationen mit dem Xsens-DOT-System wurde anhand von zehn Probanden erprobt. Der Probandenpool bestand aus sechs weiblichen und vier männlichen Probanden, die zu dem Zeitpunkt im Alter von 23 bis 64 Jahren waren. Der Mittelwert lag bei 37,1 Jahren. Bei den Probanden lagen entweder naturgesunde oder suffiziente konservierend- und/ oder festsitzend-versorgte Gebisse vor. Folglich trug kein Proband eine herausnehmbare Restauration in Form einer Prothese. Sechs der zehn Probanden wiesen eine abgeschlossene kieferorthopädische Behandlung auf, während es sich bei den restlichen vier Probanden um naturbelassene Verzahnungen handelte. Des Weiteren trugen vier Probanden regelmäßig nachts eine Aufbissschiene in Form einer Michiganschiene und drei der vier Probanden gaben an, dass sie an akuten muskulären Verspannungen leiden. Verstärkte Abrasionen (Abnutzungserscheinungen) der Zähne wurden bei zwei Probanden festgestellt, jedoch lag bei keinem Probanden ein Kiefergelenksknacken vor. Von weiteren, funktionellen Untersuchungen der Kiefergelenke wurde abgesehen, da Asymmetrien während der Bewegungen den Sensordaten entnommen werden können.

3.2 Versuchsaufbau

3.2.1 Versuchsgrundlagen

Das Ziel der Studie war, mit Hilfe der Sensoren des Typs XSens DOT möglichst viele Bewegungsinformationen zu erfassen und den Messfehler so gering wie möglich zu halten. Folglich sollten die kabellosen Sensoren nah an den zu messenden Punkten angebracht werden. Die Verankerung wurde intraoral (im Mund) gewählt, um Messfehler, wie zum Beispiel durch die leichte Eigenbewegung von Markern oder Sensoren auf der Haut, zu eliminieren (Edelhoff J., 2015). Dies führte zwangsläufig zu der Problematik, dass der Startpunkt einer jeden Unterkieferbewegung die Interkuspitation (Vielpunktkontakt der Zähne) war, welcher trotz intraoraler Verankerung gewährleistet sein sollte. Das Resultat der, an die Verankerung und die Sensorbefestigung gestellten, Anforderungen war eine Schiene pro Kiefer, an der jeweils ein Edelstahl-Gestell mit Halterungen für die Sensoren angebracht werden konnte.

Die Schienen wurden so konstruiert, dass sie ca. 0,5 cm des cervicalen (am Zahnhals liegend) Schleimhautsaums umfassen, zirkulär um den Zahnbogen gehen und die Okklusalfäche (Kaufläche) nicht bedecken. Die Haltewirkung gegen Zugkräfte wird durch die natürlichen Unterschnitte der Zähne gewährleistet. Durch die Gestaltung der Schienen entstehen keine okklusalen Interferenzen.

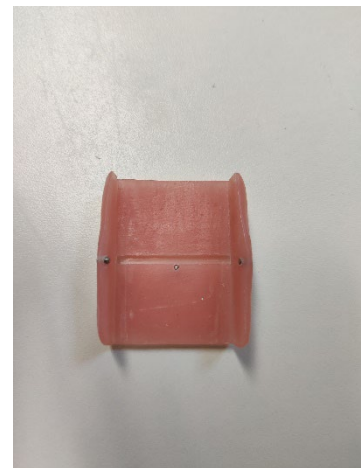
Das Gestell im Oberkiefer wurde U-förmig gestaltet und sollte einen Sensor, der als Referenzsensor dient, fixieren. Im Gegensatz dazu sollten am Unterkiefergestell drei Sensoren befestigt werden. Der erste Sensor sollte den Bewegungen des Inzisalpunktes (Kontaktpunkt zwischen den mittleren unteren Scheidezähnen) entsprechen und dementsprechend nah an diesem Punkt befestigt werden. Die anderen beiden Sensoren sollten den Bewegungen des rechten bzw. linken Kondylus (Unterkiefergelenkkopf) entsprechen. Da die Kondylen je nach Probanden unterschiedliche Distanzen zum Inzisalpunkt aufweisen und somit das Bonwill-Dreieck variabel eingestellt werden muss, wurden die zwei Halterungen dieser Sensoren verschiebbar konstruiert.

Um die Zuordnung der Sensoren in Matlab zu ermöglichen, musste eine gut nachvollziehbare Geometrie zwischen den Sensoren und somit den Messpunkten bestehen. Das Ergebnis dieser Anforderungen an das Gestell war ein U-förmiger Anteil, der intraoral an der Schiene befestigt werden kann sowie ein extraoraler Anteil, der ausschließlich aus 90° Winkeln und geraden Stücken besteht. Die beiden Komponenten wurden anschließend verschweißt. Die Verbindung der Gestelle und Schienen erfolgte mithilfe von Palapress der Firma Kulzer. Palapress ist ein Prothesenkunststoff, welcher im Gießverfahren verarbeitet wird und zu den Kaltpolymerisaten gehört.

Nachdem die intraorale Verankerung und das Gestell angefertigt wurden, mussten die Halterungen konstruiert werden. Es mussten zwei Halterungstypen entwickelt werden. Der erste Halterungstyp sollte den Referenzsensor im Oberkiefer und den Sensor des Inzisalpunktes fixieren. Diese Halterungen mussten nicht verschiebbar sein, sondern eine feste Position halten, und die Sensoren passgenau umfassen, damit keine Eigenbewegungen der Sensoren während der Versuchsdurchführung möglich waren. Zudem musste die Befestigung der Halterungen am Gestell so gewählt werden, dass kein Kontakt zwischen den Halterungen samt Sensoren während des Mundschlusses und der Bewegung entstehen konnte.



Abbildung 7: Erster Halterungstyp



Zweiter Halterungstyp

Der zweite Halterungstyp sollte die nahe Justierung der Sensoren an den rechten bzw. linken Kondylus ermöglichen. Die Halterungen wurden dementsprechend konstruiert, sodass diese einerseits horizontal entlang des Gestelles bewegt und fixiert werden konnten. Andererseits konnten die Sensoren in den Halterungen vertikal bewegt und fixiert werden, indem die Halterungen nur eine seitliche Führung aufweisen, jedoch keine obere und untere Begrenzung. Im Folgenden wird die Herstellung der Einzelkomponenten detailliert beschrieben.

3.2.2 Sensorgestell

Um die Möglichkeit der Nutzung von mehreren Sensoren auszuschöpfen, wurde ein Gestell samt Sensorhalterungen entwickelt, welches aus, in der Zahnmedizin bewährten, biologisch-verträglichen Materialien besteht.

Zur Herstellung der Sensorhalterungen wurde von einem Sensor ein Silikonabdruck mit Alphasil, einem kondensationsvernetzendem Polysiloxan der Firma Müller-Omicron, erstellt. Dieser Abdruck wurde mit dem mineralischen Modellhartgips BonDur M von der Firma Wiegemann Dental ausgegossen, um ein detailgetreues Modell des Sensors zu erhalten.



Abbildung 8: Abdrücke und Gipsmodelle als Basis für die Sensorhalterungen

Mithilfe dieses Gipsmodelles wurden die zwei unterschiedlichen Halterungen aus PMMA (Polymethylmethacrylat) modelliert und ausgearbeitet. Erneut wurde für die Herstellung der Prothesenkunststoff Palapress der Firma Kulzer verarbeitet. Die erste Halterungsart ermöglicht die Fixierung des Sensors mittels Gewindestiften in einer fest definierten Position. Die zweite Halterungsart wurde so modifiziert, dass sich der Sensor in der Vertikalebene bewegt und anschließend an der Position, ebenfalls mit Gewindestiften, befestigt werden kann. Somit ermöglichen die Halterungen einerseits die Fixierung eines Sensors und andererseits die Befestigung der Halterung an einem 2 x 2 mm Kantstab, der als Grundgerüst für die Gestelle dient. Von den zwei Halterungsarten wurden jeweils Formen mithilfe eines A-Silikones (additionsvernetzende Abformmasse) erstellt, die aufgrund der Eigenschaften des Silikons lagerstabil sind. Als A-Silikon wurde ConturprintDuo Soft der Firma Kaniedenta genutzt. Die Duplizierung der Halterungsarten war folglich zu jedem beliebigen Zeitpunkt der Studie möglich.

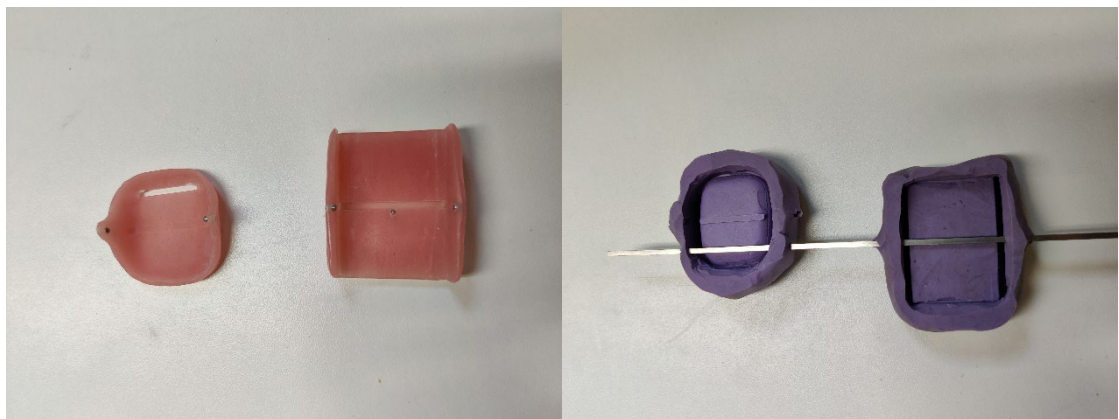


Abbildung 9: Sensorhalterungen und die Duplizierungsformen

Die Gestelle für den Ober- und Unterkiefer wurden aus einem V2A-Edelstahl handgefertigt. Bei dem Edelstahl handelt es sich um einen austenitischen Chrom-Nickel-Stahl mit Schwefelzusatz, der nach DIN EN 10088 als Werkstoff 1.4305 bzw. X8CrNiS18-9 verzeichnet ist. Verwendet wurde ein 2 x 2 mm Kantstab, da 90° Biegungen einfacher durchführbar waren und ein Rundstab die exakte Fixierung der Halterungen nicht gewährleisten kann. Eine weitere wichtige

Anforderung an das Material war die Starrheit, die durch den Querschnitt von 2 x 2 mm ausreichend erfüllt wurde.

Das Gestell musste eine nachvollziehbare Geometrie zwischen den Sensoren und den gewünschten Messpunkten gewährleisten, um die Übertragung der Messdaten, sowie die Umrechnung in die entsprechenden Messpunkte zu ermöglichen. Das Resultat war ein U-förmiges Gestell für den Oberkiefer und ein lediglich aus Geraden und 90° Winkeln bestehendes Gestell für den Unterkiefer. Ausgehend von der Mitte des Unterkiefergestells sind die Maße 8,25 cm zur Seite, 4,5 cm nach oben und zwischen 4,5 bis 13 cm nach hinten.

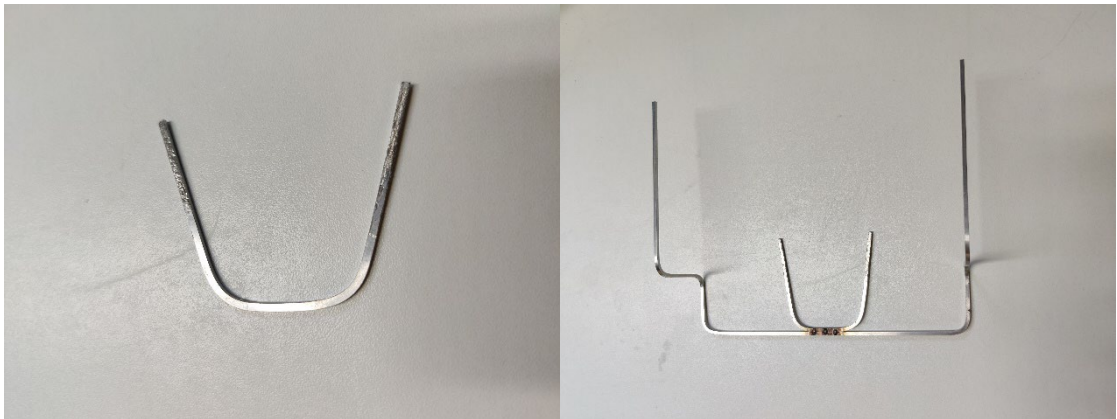


Abbildung 10: Handgebogenes Oberkiefer- und Unterkiefergestell

3.2.3 Intraorale Verankerung

Zur Befestigung der Gestelle an dem jeweiligen Kiefer wurde von jedem Probanden ein Abdruck mit Algicit Dimension Color, einem Alginat der Firma M+W, des Ober- und einer des Unterkiefers gemacht. Diese Abdrücke wurden mit dem Klasse 3 Hartgips BonDur M (Wiegmann Dental) ausgegossen. Nach der Entfernung der Abdrucklöffel wurden die Gipsmodelle getrimmt, um alle unnötigen Überschüsse zu entfernen.



A

B

C

Abbildung 11: Erstellung Gipsmodell

A: Alginatabdruck

B: Mit Gips ausgegossener Alginatabdruck im Sockelformer

C: Final-getrimmtes Gipsmodell

Mithilfe der Gipsmodelle wurden per Tiefziehverfahren Kunststoffschienen hergestellt. Bei den Tiefziehfolien handelt es sich um Erkodur der Firma Erkodent, die eine Stärke von 2 mm aufweisen.

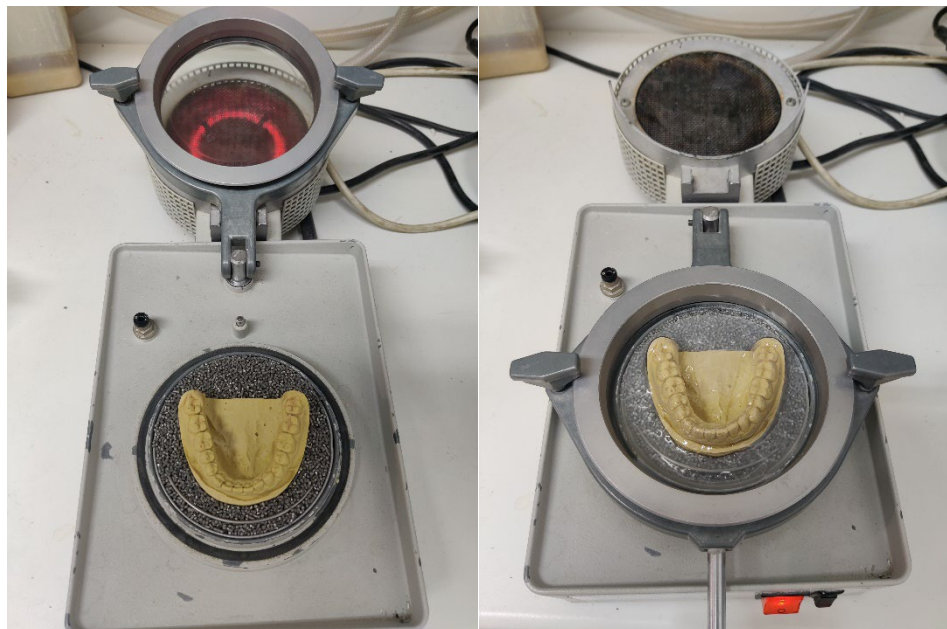


Abbildung 12: Tiefziehgerät mit Tiefziehfolie und Gipsmodell

Die Schienen wurden so bearbeitet, dass diese ca. 0,5 cm des Zahnfleischsaumes überdecken, während die Kaufläche (Okklusalfläche) frei blieb, um Störkontakte beim Probanden zu vermeiden.



Abbildung 13: Tiefgezogene Folien

Final-ausgearbeitete Schienen

Anschließend wurden die Gestelle parallel zur Okklusionsebene (Kauebene) mit S-U-Plattenwachs der Firma Schuler Dental befestigt, eine Form mit Alphasil der Firma Müller-Omicron erstellt und mit Palapress der Firma Kulzer ausgegossen.



Abbildung 14: Justierung der Gestelle und Gussformen

Fixierte Gestelle nach dem Ausgießen mit Kunststoff

Zum Abschluss der Vorbereitungsarbeiten wurden alle Überschüsse entfernt und die Kanten geglättet, damit kein Verletzungsrisiko für den Probanden entstehen konnte.

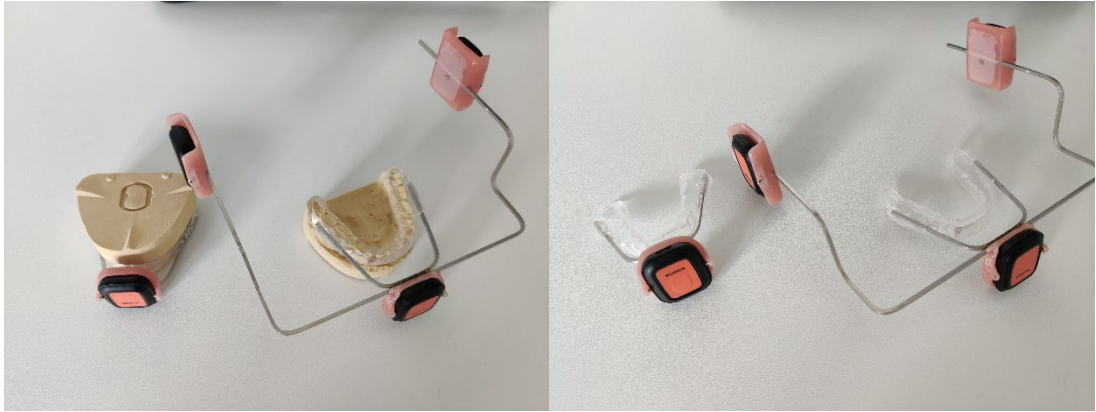


Abbildung 15: Final-ausgearbeitete Gestelle samt Halterungen und Sensoren

3.3 Erprobungsversuch

3.3.1 Ausschluss der Interaktion von Gestell und Sensoren

Vor dem ersten Erprobungsversuch musste der ferromagnetische Effekt, der zwischen dem Gestell und den Sensoren bestehen könnte, ausgeschlossen werden. Bei dem Ferromagnetismus handelt es sich um eine Form der magnetischen Ordnung in Festkörpern, die vor allem in Eisen und Nickel beobachtet wird. Diese Materialien besitzen eine dauerhafte Magnetisierung unterhalb einer materialabhängigen Temperatur, der sogenannten Currie-Temperatur (Ferromagnetismus - Magnetismus einfach erklärt!, 2021). Folglich könnte das, in den Sensoren verbaute, Magnetometer durch das, im V2A-Edelstahl enthaltene, Eisen und Nickel beeinflusst werden. Dies würde die räumliche Orientierung der Sensoren stören und somit einen direkten Messfehler verursachen.

Für die Überprüfung wurde ein Sensor auf eine plane Oberfläche gelegt, sodass dieser keinerlei Bewegung erfuhr. In einem Abstand von ca. 0,5 cm verweilte ein Stück des V2A-Edelstahls für 10 Sekunden und wurde anschließend im selben Abstand 15 Sekunden lang über dem Sensor von links nach rechts bewegt.

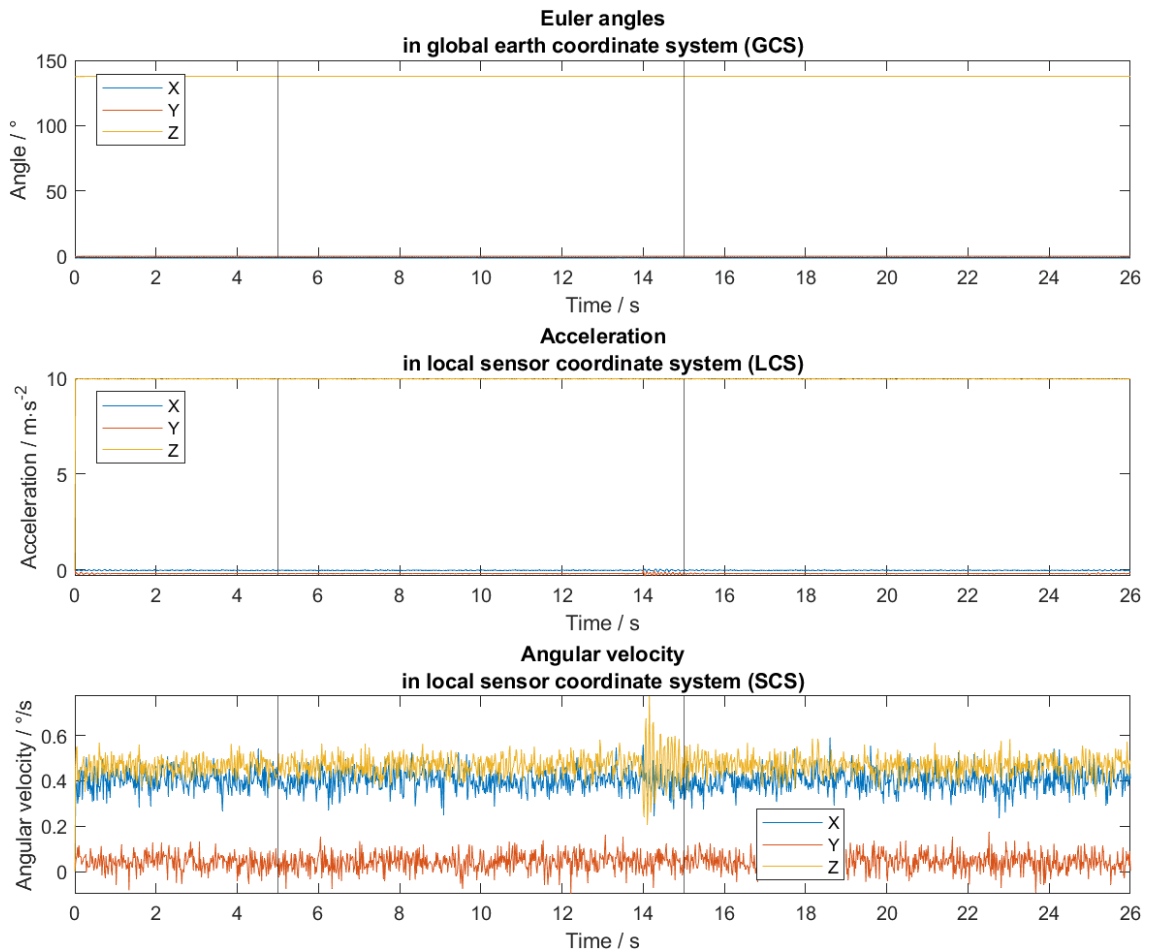


Abbildung 16: Sensordaten des Ferromagnetismus-Tests

Die Auswertung der Sensordaten beschrieb keine Veränderungen im Eulerschen Winkel und in der Beschleunigung. Lediglich bei der Winkelgeschwindigkeit war eine geringe Veränderung von $0,4^\circ/\text{s}$ auf der X- und Z-Achse erkennbar. Somit führte die Bewegung des Stabs in der Nähe des Sensors zu keinen, oder vernachlässigbar kleinen, Artefakten. Dies bewies, dass durch die Verwendung des Edelstahlgestells die Erfassung der Bewegungen nicht signifikant beeinflusst wird.

3.3.2 Datenerfassung von komplexen Bewegungen

Zur Erprobung der entwickelten Sensorgestelle wurde die erste Messung an einem Probanden durchgeführt. Das Einsetzen der Schienen inklusive der Gestelle erwies sich als unproblematisch und es kam zu keinen Verletzungen oder Druckstellen durch die Schienen. Anschließend wurden die okklusalen Kontaktpunkte überprüft, um mögliche Störkontakte zu erkennen. Die Überprüfung wurde mit Okklusionspapier der Firma Bausch durchgeführt. Hierbei kam es zu geringfügigen Korrekturen an den Schienen, bis diese keinen Einfluss mehr auf den Zusammenbiss des Probanden hatten. Somit konnten die Gestelle mit Halterungen und Sensoren zusammengebaut und das erste Mal bei einem Probanden im Gesamten eingegliedert werden. Die Sensoren wurden entsprechend der Messpunkte ausgerichtet und ihre Position mit Lineal und Messzirkel bestimmt. Die Vermessung entsprach der Orientierung zueinander. Vom Referenzsensor im Oberkiefer wurde die Strecke bis zum Inzisalpunkt und vom Inzisalpunkt bis zum vorderen Unterkiefersensor vermessen. Anschließend wurden, anhand des bereits vermessenen Gestells, die Strecken bis zu dem rechten und linken Kondylussensor und von dort bis zu den palperten Gelenkköpfen beschrieben, damit die räumliche Zuordnung der Sensoren genutzt werden kann. Als letzter Test vor der Messung wurden die Unterkiefergrenzbewegungen erprobt, um eine mögliche Bewegung zwischen Schienen und Kiefern auszuschließen und zu beweisen, dass die Haltekraft der Verankerung ausreichend ist.

Nach der vollendeten Justierung und Vermessung aller Sensoren wurden diese mit einem Synchronisationsprotokoll zu einer gemeinsamen Zeitbasis synchronisiert und die ersten Bewegungsmuster registriert. Dabei wurden von dem Probanden sowohl einfache als auch komplexe Bewegungen durchgeführt. Der erste Messzyklus bestand aus einer mehrmals wiederholten Protrusion (Vorschubbewegung) und der fünfmaligen Mundöffnung. Im Anschluss wurde die links- sowie rechtsseitige Laterotrusion (Seitwärtsbewegung) ausgeführt, welche die Basis der Mastikationsbewegung (Kaubewegung) bildet. Nach dem Übertragen und Begutachten der gewonnenen Daten und dem Beweis, dass die Messdaten nutzbar waren, konnte mit dem praktischen Vergleichsversuch begonnen werden.

3.4 Finale Versuchsdurchführung

3.4.1 Aqualizer

Aufbissschienen gehören in den heutigen Zahnarztpraxen zur alltäglichen Therapiemethode von CMDs. In besonderen Fällen, bei denen eine starke muskuläre Verspannung vorliegt, kann eine temporäre Therapie mit einem Aqualizer der Firma Dentrade die Symptomatik verbessern. Laut Herstellerangaben kann eine Verbesserung der Mundöffnung von bis zu 10 % erreicht werden.

Ein Aqualizer besteht aus zwei miteinander verbundenen Wasserkissen, die zwischen den Seitenzähnen links sowie rechts platziert werden. Dabei lassen sich die Aqualizer Slim, Ultra und Mini unterscheiden. Die Form der einzelnen Subtypen ist jeweils geringfügig verändert, um die individuelle Anatomie des einzelnen Patienten besser berücksichtigen zu können. Jeder Subtyp ist in drei Stärken der Wasserkissen zwischen 1 bis 3 mm erhältlich. Für die meisten Probanden und Kieferformen ist der Aqualizer Ultra mit einer Bisshöhe von 2 mm passend, welcher im Verlaufe der weiteren Studie verwendet wird. Die ersten Verbesserungen der Symptome, in Form eines Entspannungsgefühls oder einer Minderung der Schmerzen, sind bereits nach wenigen Minuten nachweisbar. Die Wirkung basiert auf der okklusalen Entkopplung, durch die eine muskulär-entspannte Haltung, ohne Beeinflussung der Zähne, eingenommen werden kann. Dabei fungiert der Aqualizer als hydrostatische Waage, der das Ausbalancieren des Unterkiefers sowie der Kaumuskulatur ermöglicht.



Abbildung 17: Der verwendete Aqualizer Ultra mit einer Bisshöhe von 2 mm

3.4.2 Vergleichsversuch

Im Verlaufe des Lebens verändern sich die Zähne, die Lage des Unterkiefers sowie die Länge der Kaumuskulatur. Dies basiert auf den folgenden Ursachen:

1. In den Wechselgebissphasen kann durch den Zahnwechsel ein zahnstellungsbedingter Zwangsbiss entstehen. Dieser Zwangsbiss verursacht eine Zwangslage des Unterkiefers und somit des Kiefergelenks.
2. In Deutschland sind insgesamt 25,8 % der Mädchen und 21,1 % der Jungen im Alter von 3 bis 17 Jahren in ständiger kieferorthopädischer Behandlung (Seeling S. & Prütz F., 2018, S. 78). Während der Therapie kommt es zu Zahnstellungs- und Bisslagenkorrekturen, die ebenfalls die Stellung des Kiefergelenks beeinflussen können.
3. Durch die tagtägliche Nutzung der Zähne entstehen Abnutzungserscheinungen in Form von Attritionen und Abrasionen. Das Resultat ist eine Verkleinerung der Zähne, somit eine veränderte Länge

der Muskulatur und in besonders ausgeprägten Fällen eine Veränderung der Kiefergelenksstellung.

Die Folge der genannten Ursachen ist eine Dysbalance zwischen der neuromuskulären und der dental verschlüsselten Haltung des Unterkiefers. Dies führt zu Veränderungen in der Länge und dem Grundtonus der Kaumuskulatur, sowie optisch in der Gesichtshöhe.

In dieser Vergleichsstudie sollte erforscht werden, ob die Nutzung eines Aqualizers durch die okklusale Entkopplung die registrierte Mundöffnung oder die gemessenen Bewegungsdaten beeinflusst. Dementsprechend bestand das Studiendesign aus mehreren Aspekten der Messung der Mundöffnung. Zuerst wurde die maximale Mundöffnung in cm ohne Sensorgestelle registriert. Anschließend wurden die Probanden instruiert, mit den Sensorgestellen fünf Mal eine kontrollierte, langsame Mundöffnung durchzuführen, eine zweiminütige Pause einzulegen, um Ermüdungseffekte gering zu halten, und im Anschluss erneut die Mundöffnung fünf Mal zu absolvieren. Nach der Entfernung der Sensorgestelle wurde ein Aqualizer für 15 Minuten getragen. Der zweite Versuchsdurchlauf wurde durchgeführt, bevor die Zähne wieder antagonistischen Kontakt bekommen und somit bevor die Zähne einen Einfluss auf die folgenden Bewegungen haben konnten. Es wurde erneut die maximale Mundöffnung in cm vermessen und, simultan zu den ersten beiden Durchläufen, zwei weitere Durchläufe mit den Sensorgestellen registriert. Diese bestanden ebenfalls aus fünf langsamen, kontrollierten Mundöffnungen. Zwischen dem 3. und 4. Durchlauf der Mundöffnungsbewegungen wurde ebenfalls eine zweiminütige Pause eingehalten. Zum Abschluss des Versuches wurden die Probanden befragt, ob diese nach ihrer subjektiven Einschätzung einen Unterschied vor und nach dem Tragen des Aqualizers empfunden haben.

4 Ergebnisse

4.1 Problematik bei der Auswertung der erfassten Sensordaten

Die Auswertung der erfassten Rohdaten stellte sich als ein größeres Problem dar, als anfänglich vermutet. Das, von Beginn an verfolgte, Ziel war die Darstellung der einzelnen Bewegungen in Form von dreidimensionalen Sensorspuren, die die exakte Bewegung des Unterkiefers virtuell visualisieren sollten. Zusätzlich wurden die Sensoren am Gestell im Verhältnis zu den zu erfassenden anatomischen Strukturen vermessen, um eine relationsgetreue Wiedergabe der Sensorspuren und damit die Messung der Bewegungen millimetergenau ermöglichen zu können. Folglich bestand der erste Versuch in der Überführung der erfassten Daten in ein Koordinatensystem: Die drei, am Unterkiefergestell befestigten, beweglichen Sensoren sollten im Koordinatensystem des unbeweglichen, am Oberkiefergestell befestigten, Referenzsensors dargestellt werden. Der erste Versuch der Auswertung führte nicht zum gewünschten Ziel, da die aufgezeichneten Daten auf der Z-Achse (yaw), trotz der fast parallelen Sensoren 2 und 3, um circa 90° verdreht sind (Abb. 18).

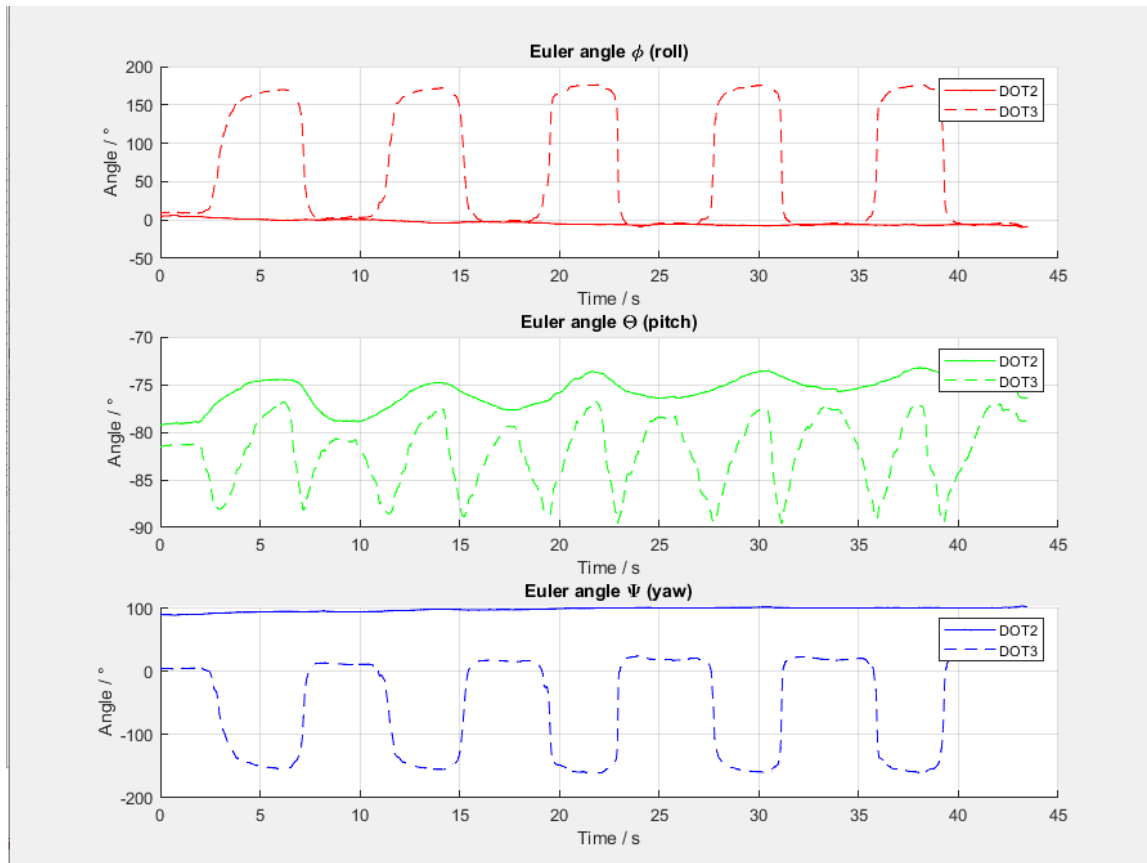


Abbildung 18: Erkennbare 90° Rotation um die Z-Achse (Yaw) vor dem Heading Reset

Um mögliche Fehlerquellen auszuschließen, wurden neue Rohdaten gewonnen, indem eine der Mundöffnung ähnelnde Bewegung per Hand nachgeahmt wurde. Vor der Durchführung wurde exakt auf die zeitliche Synchronisation der Sensoren geachtet und ein „Heading Reset“ durchgeführt. Hierbei handelt es sich um das Zurücksetzen des Steuerkurses zwischen allen Sensoren und dem Objekt, mit welchem sie verbunden sind. Die Durchführung bestimmt die Orientierungs- und die freien Beschleunigungsdaten auf einem erdfesten lokalen Rahmen (Koordinatensystem). Aus diesem Grund sollten die Sensoren bei einem Heading Reset flach aufliegen und nicht bewegt werden, weil durch den Heading Reset der lokale Rahmen neu berechnet und die Gierachse zur Null-Grad-Achse wird (Xsens DOT User Manual). Mit Hilfe dieser Maßnahme konnte die, in der Auswertung erkennbare (Abb. 18), Rotation der fast parallel ausgerichteten Sensoren 2 und 3 von circa 90° um die Z-Achse (yaw) behoben werden (Abb. 19).

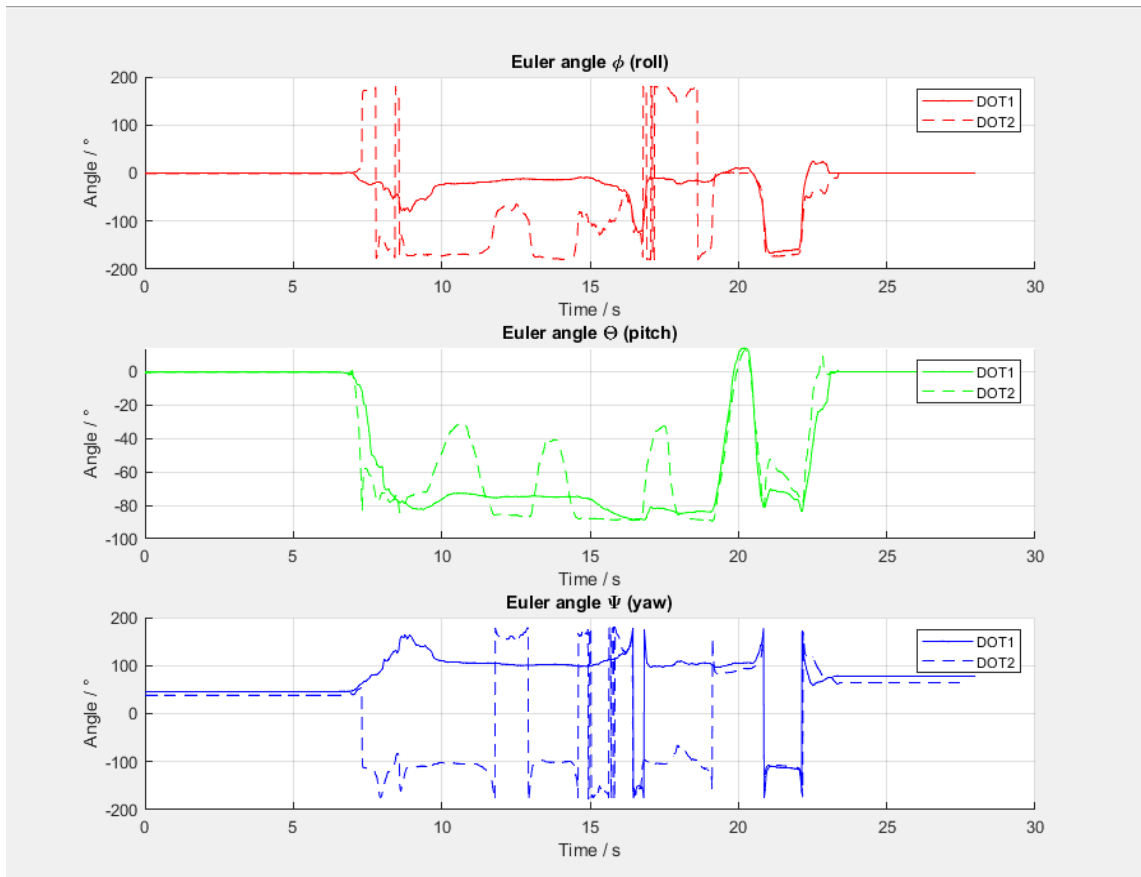


Abbildung 19: Per Hand ausgeführte Bewegungen mit zwei parallel geführten Sensoren nach dem Heading Reset

Im Verlaufe der Auswertung stellte sich heraus, dass der Integrationsdrift ein nicht behebbares Problem ist. Bei einem Integrationsdrift handelt es sich um einen additiven konstanten Fehler, welcher über die Zeit zunimmt. Wie in der Abbildung 20 erkennbar, beginnt dieser Fehler (Verlauf der grünen Linie) bereits nach circa fünf Sekunden und steigt stetig weiter an.

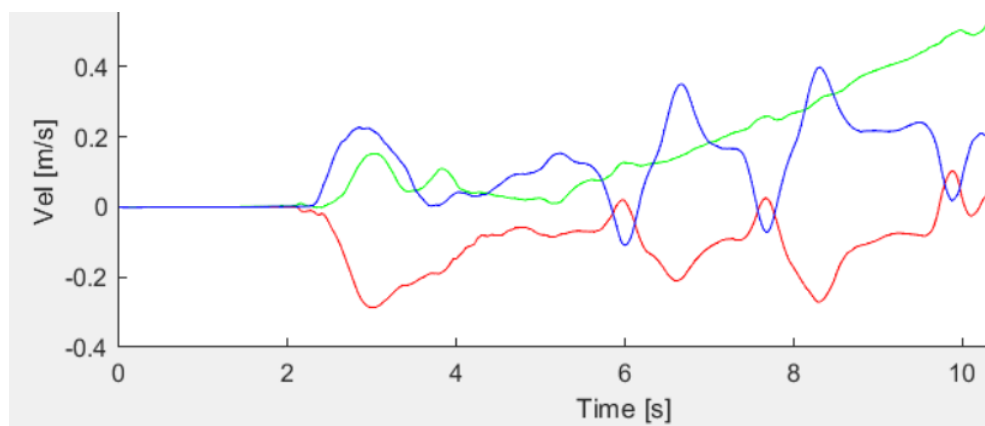


Abbildung 20: Visualisierung des Integrationsdriftes anhand der Beschleunigungswerte des dritten Sensors, der vorne am Unterkiefer befestigt wurde

Der Versuch der Reduktion des Fehlers durch einen Filter brachte keinen Erfolg. Der optische Vergleich der Sensordaten veranschaulicht die starke Abweichung. Die Abbildung 21 zeigt den ungefähren Wunschverlauf, des frontalen Unterkiefersensors (Sensor 3).

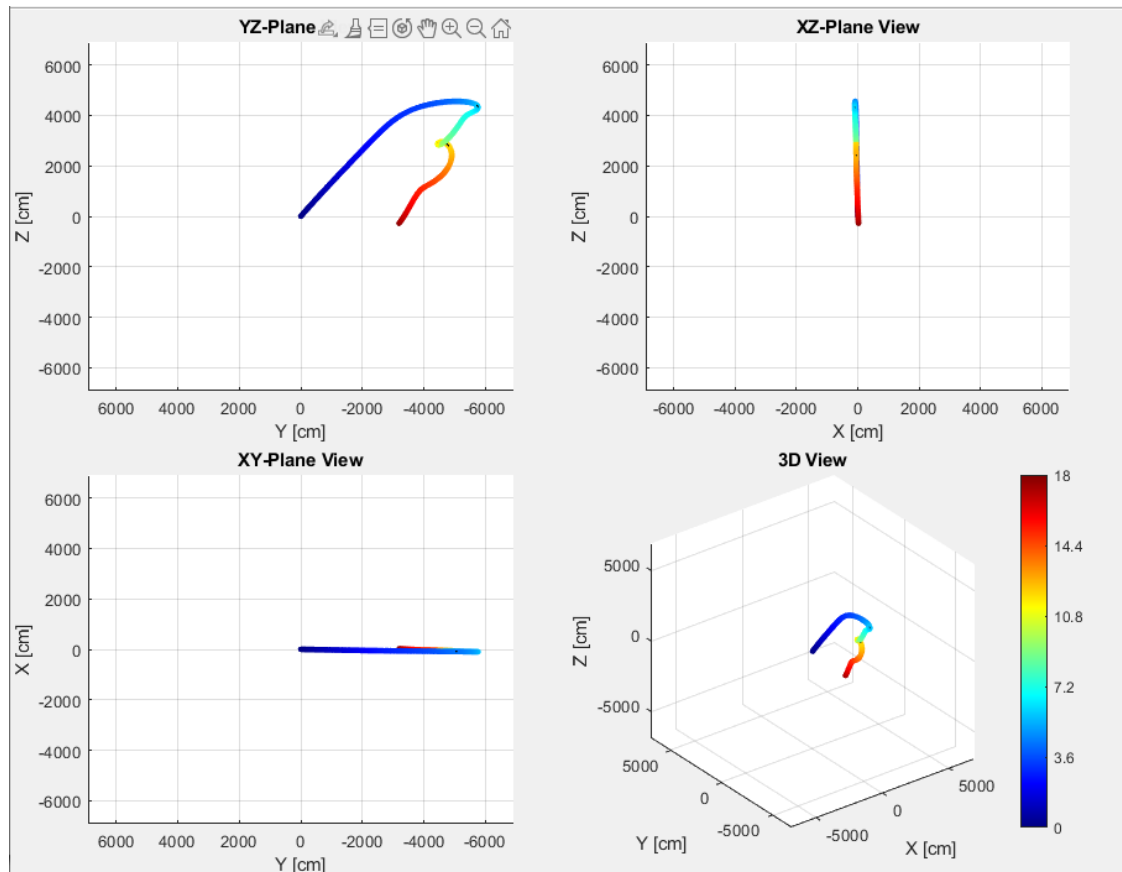


Abbildung 21: Darstellung des ungefähren Wunschverlaufes des Inzisalpunktes in Matlab

Dieser Verlauf sollte der Form des Posselt Keiles (Abb. 22) entsprechen, der die Unterkiefergrenzbewegungen in der sagittalen Ebene darstellt. Diese Grenzbewegungen werden anhand der Verfolgung des Inzisalpunktes beschrieben und bestehen aus der maximalen Retrusion, Interkuspitation, Protrusion und Mundöffnung.

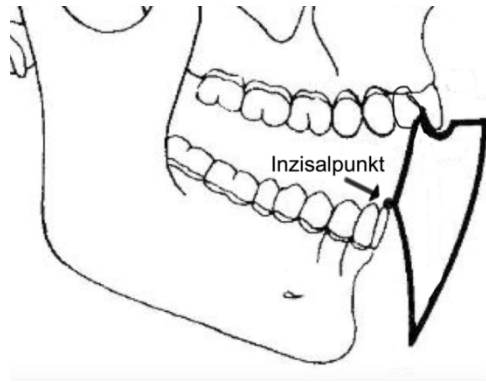


Abbildung 22: Der Posselt Keil als Visualisierung der Bewegung des Inzisalpunktes in der Sagittalebene (Partynia, 2019)

Nach der versuchsweisen Korrektur des Integrationsdriftes durch die Zuhilfenahme eines Filters, war die Darstellung deutlich verzerrt und entsprach in keiner Ebene dem gewünschten und erwarteten Ergebnis (Abb. 23).

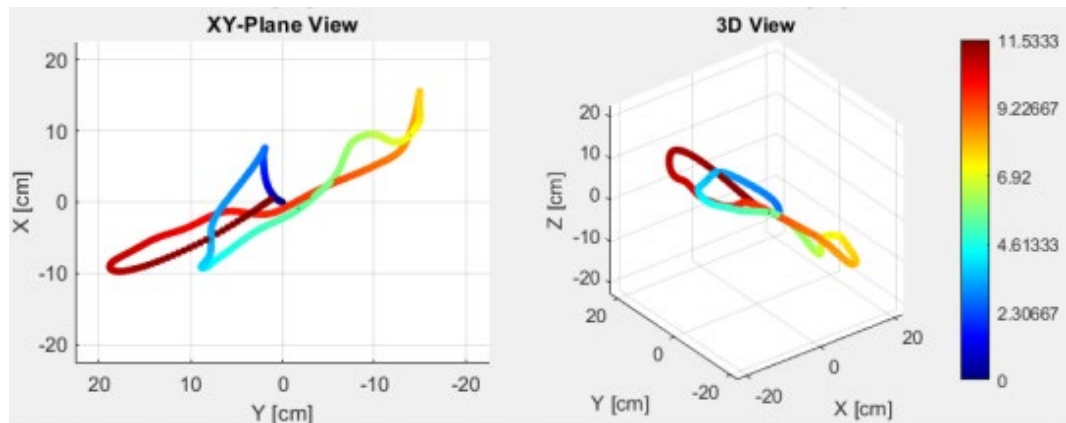


Abbildung 23: Verzerrte Darstellung der Bewegung des Inzisalpunktes nach der Nutzung eines Filters

Das Ergebnis ist auf den Aufbau der Sensoren und der resultierenden Positionsbestimmung zurückzuführen, bei der es sich um eine indirekte Bestimmung der Position über die zweifache Integration der freien Beschleunigung (Beschleunigung des Sensors abzüglich der Erdbeschleunigung) handelt. Die erhaltenen Darstellungen sind nicht zufriedenstellend und lassen keine weitere Analyse der Bewegungsmuster bei einer längeren Versuchszeit ($T > 5$ Sekunden) zu. Dies begründet sich durch die Schätzung der Position, die durch das Sensorrauschen und die Verzerrung des einhergehenden Integrationsdriftes sehr ungenau ist (Xsens DOT User Manual).

4.2 Auswertung der Rohdaten

Da der Versuch der Darstellung als Sensorspuren und deren Auswertung scheiterte, wurde ein Matlab-Skript zur Datenaufbereitung programmiert. Das Skript ermöglicht die Auswertung der Kardanwinkel des einen Sensors im globalen Koordinatensystem des anderen Sensors.

Dafür werden die Rohdaten der Sensoren 2 (Oberkiefer) und 3 (Unterkiefer/ Inzisalpunkt) zur Berechnung der Orientierung des Unterkiefersensors relativ zum Oberkiefersensor genutzt. Aus den Kardanwinkeln $\alpha_1, \beta_1, \gamma_1$ (Oberkiefersensor) und $\alpha_2, \beta_2, \gamma_2$ (Unterkiefersensor) um die X-, Y- und Z-Achse in dem globalen Koordinatensystem wird jeweils eine Rotationsmatrix berechnet. Diese zwei Rotationsmatrizes werden verglichen und unter der Annahme, dass beide Sensoren zum Zeitpunkt $t = 0$ Sekunden die gleiche Orientierung im globalen Koordinatensystem besitzen, entstehen als Resultat die Kardanwinkel $\alpha_3, \beta_3, \gamma_3$ um die X-, Y- und Z-Achse (Abb. 24).

Flussdiagramm

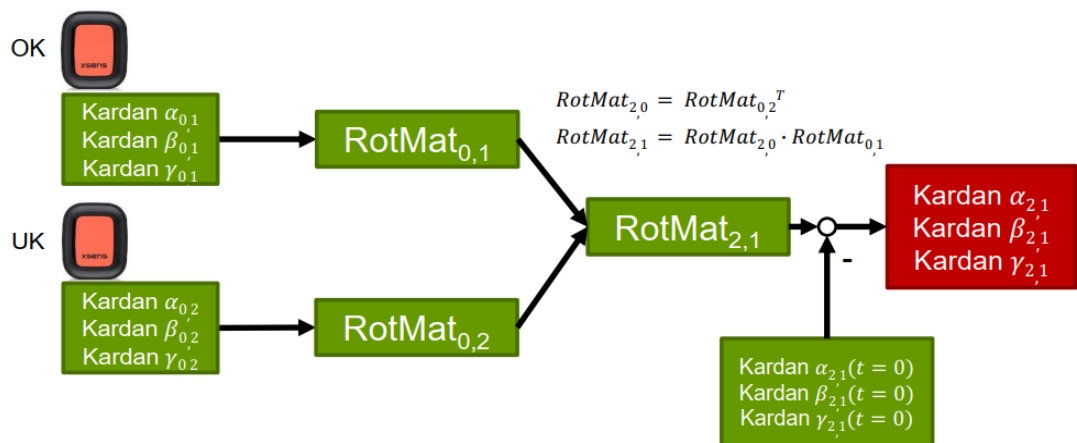


Abbildung 24: Das Flussdiagramm beschreibt die Entstehung der finalen Kardanwinkel $\alpha_3, \beta_3, \gamma_3$

Dabei entsprechen die Kardanwinkel α_3 , β_3 , γ_3 den drei Elementardrehungen des Unterkiefersensors im globalen Koordinatensystem des Oberkiefersensors: Der Kardanwinkel α_3 beschreibt die Verdrehung des Unterkiefersensors gegenüber der Verdrehung des Oberkiefersensors in der Transversalebene, β_3 in der Sagittalebene und γ_3 in der Frontalebene (Abb. 25).



Abbildung 25: Sensor-Koordinatensystem (S) (Xsens DOT User Manual, S. 19)

Die Winkel [°] werden gegen die Zeit [s] in Diagrammen wiedergegeben. Dies ermöglicht die dreidimensionale Analyse der Bewegungen eines Probanden und den Vergleich der Bewegungen aller Probanden mit Hilfe der berechneten Kardanwinkel.

Abbildung 26 zeigt einen Ausschnitt der Darstellung eines Durchlaufs.

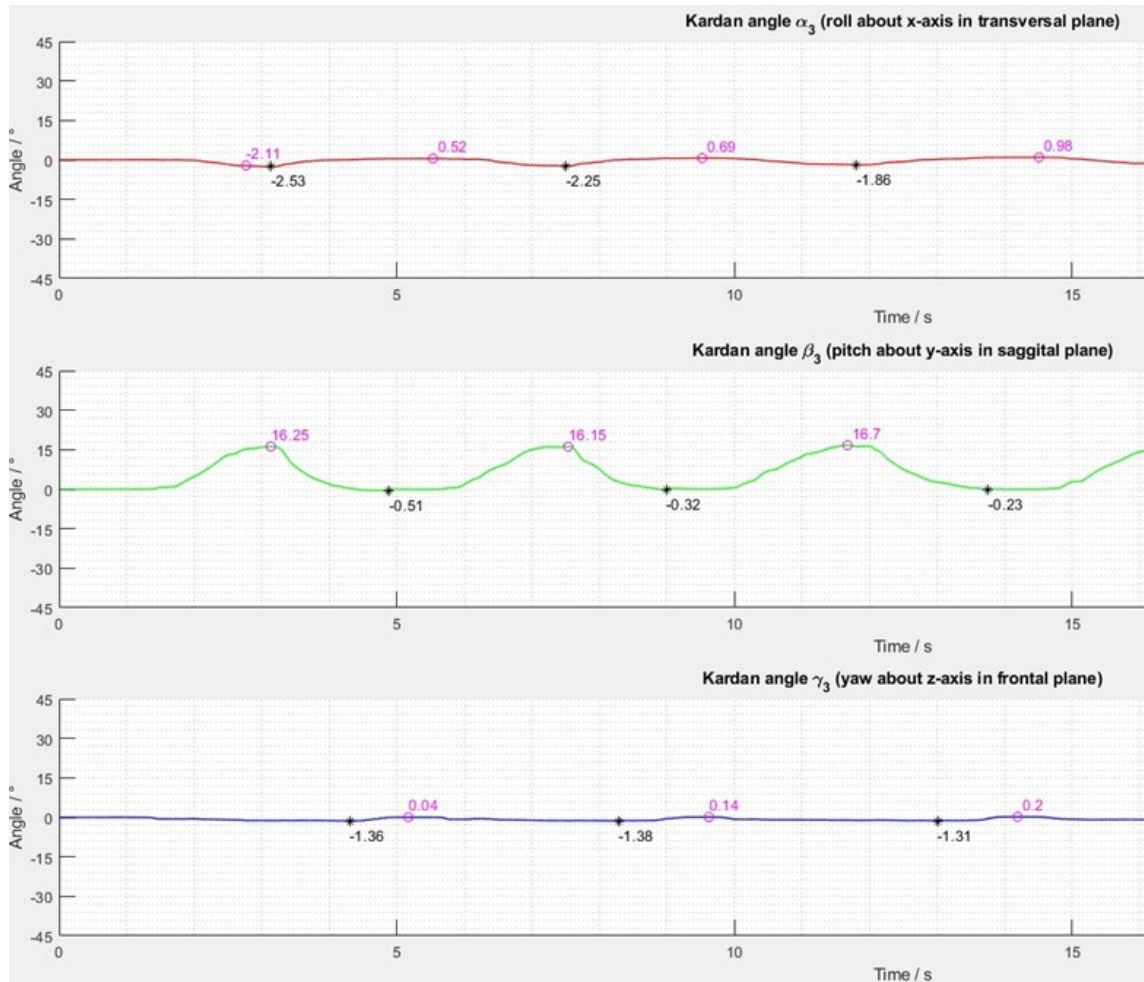


Abbildung 26: Darstellung der Kardanwinkel des Unterkiefersensors im Koordinatensystem des Oberkiefersensors nach der Anwendung des Matlab-Skriptes

Bei dem Ausschnitt handelt es sich um den vierten Durchlauf des 1. Probanden des Sensors 3 (Inzisalpunkt) im Koordinatensystem von Sensor 2 (Oberkiefer). Der Zyklus besteht aus fünf Mundöffnungsbewegungen, die als Kardanwinkel β_3 in der Sagittalebene erkennbar sind. Zusätzlich sind die Abweichungen der asynchronen Bewegungen des rechten und linken Kiefergelenks in der Transversal- und Frontalebene sichtbar. Die Kreise [O] geben die lokalen Maxima und die Sternchen [*] die lokalen Minima wieder.

4.3 Verfügbare Daten zur Auswertung

Im Verlauf der Versuchsdurchführung entstand ein großer Datenpool. Der Datenpool besteht aus den folgenden Werten, die pro Probanden registriert wurden:

1. Die maximale Mundöffnung, welche vor der Eingliederung der Sensorgestelle, in Zentimetern gemessen wurde.
2. Die nach Eingliederung vermessenen Abstände zwischen den Sensoren am Gestell und den anatomischen Referenzpunkten am Probanden, die ebenfalls in Zentimetern gemessen wurden.
3. Die Daten aller drei am Unterkiefer befestigten Sensoren. Diese Messwerte sind als Elementardrehungen auf der X-, Y- und Z-Achse in Grad gemessen (Abb. 26).
4. Die während der Durchläufe dokumentierten klinischen Beobachtungen und Auffälligkeiten.
5. Die vor und nach der Nutzung des Aqualizers erfassten subjektiven Schilderungen.

Im Folgenden wird eine Auswahl der nutzbaren Daten getroffen und diese erläutert. Die Auswahl beruht auf der Differenz zwischen den Daten, die nach der Sichtung auswertbar sind und denen, die keine sinnvolle Auswertung zulassen.

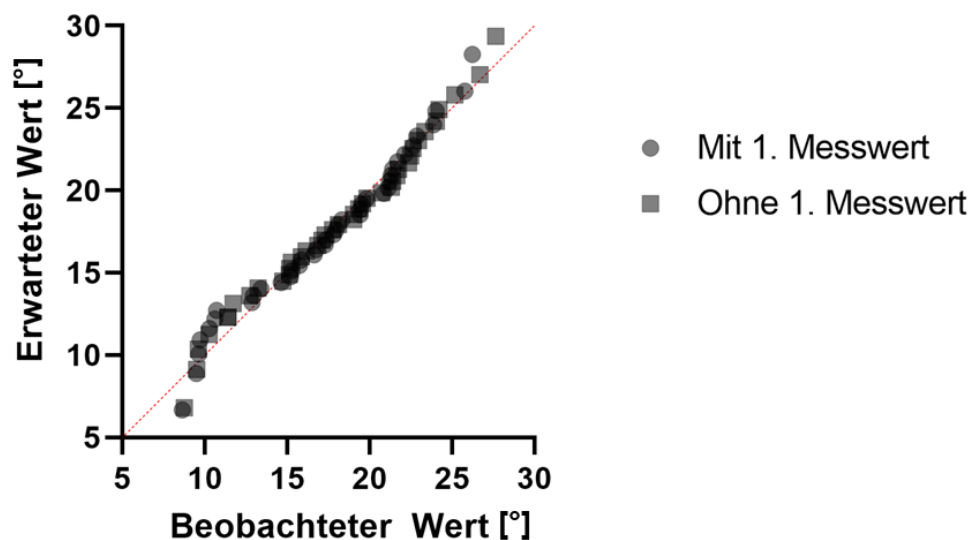
4.4 Auswertung aller erfassten Daten

4.4.1 Vorauswahl zur Datenanalyse

4.4.1.1 Vorauswahl der Messwerte

Pro Durchlauf zeichnete jeder Sensor zwischen 1064 bis 2999 Messwerte pro Achse auf. Der Durchschnitt lag bei 1676 Messwerten je Durchlauf. Um eine Vergleichbarkeit zu ermöglichen, wurden lediglich die Maxima abgelesen. Somit wurde jeder Durchlauf auf fünf Messwerte für die Mundöffnung in der Sagittalebene reduziert. Dabei war auffällig, dass der erste Messwert häufig eine größere Abweichung vom Mittelwert vorwies als die restlichen Werte. Um die Hypothese zu bestätigen, wurden alle Werte sowohl grafisch als auch analytisch auf ihre Normalverteilung geprüft (Abb. 27).

Normalverteilung der Mundöffnungswinkel



Test	Anzahl der Werte [n]	P-Wert mit 1. Messwert	P-Wert ohne 1. Messwert
Anderson-Darling	40	0,3382	0,5401
Shapiro-Wilk	40	0,2323	0,4310
Kolmogorov-Smirnov	40	> 0,1000	> 0,1000

Abbildung 27: Grafische und analytische Prüfung auf die Normalverteilung

Die Normalverteilung wurde grafisch mit einem QQ-Plot sowie analytisch per Anderson-Darling-, Shapiro-Wilk- und Kolmogorov-Smirnov-Test bewiesen.

Infolge dessen wurde die Nullhypothese, dass der erste Messwert stark von den anderen Messwerten abweicht, auf ihre Signifikanz überprüft. Der gepaarte t-Test wies die Signifikanz, $t(39) = 5,789$, $p = >0,0001$, nach. Die erhöhte Genauigkeit ist in den Boxplot-Diagrammen erkennbar. Hierbei ist auffällig, dass die Mittelwerte geringfügig höher ausfallen, während die Standardabweichungen und Standardfehler deutlich kleiner sind (Abb. 28).

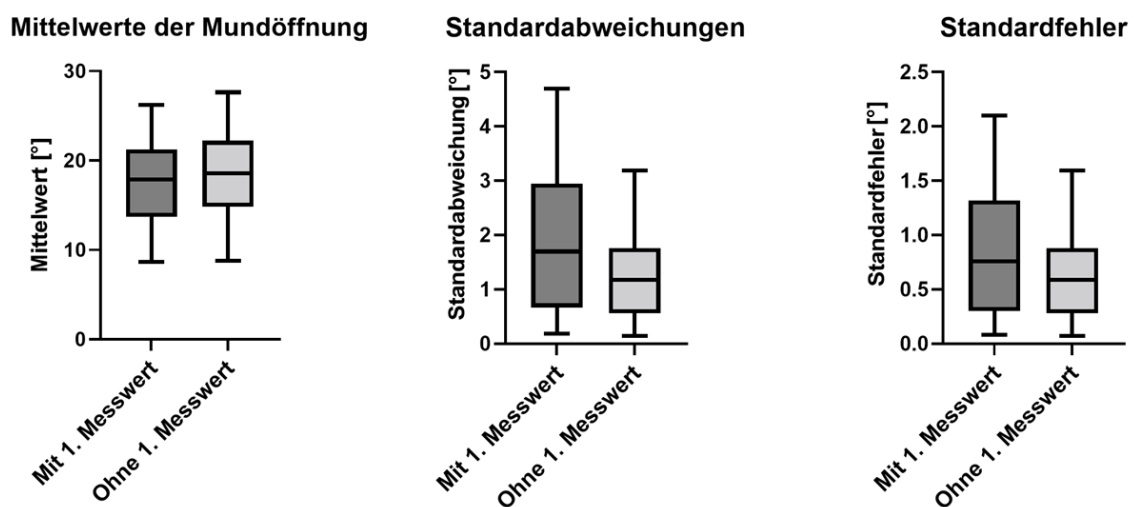


Abbildung 28: Der signifikante Unterschied zwischen dem einbezogenen und ignorierten ersten Messwert

Insbesondere das zweite und dritte Boxplot-Diagramm verdeutlichen die Verringerung der Standardabweichung und des Standardfehlers, indem die Interquartilabstände deutlich reduziert dargestellt werden. Außerdem wurden im Durchschnitt die Mittelwerte der Mundöffnung um einen Wert von 3,55 % erhöht, die Standardabweichungen um 35,46 % und die Standardfehler um 27,85 % reduziert.

Als Resultat wurden die Sensordaten der Probandenversuche ohne den ersten Messwert eines jeden Durchlaufes analysiert.

4.4.1.2 Vorauswahl der Durchläufe

Jeder Proband absolvierte insgesamt vier Durchläufe. Zwischen dem 2. und 3. Durchlauf wurde der Aqualizer für 15 Minuten getragen. Wie in Abbildung 29 erkennbar, sind die Durchläufe 1, 2 und 4 sehr ähnlich. Der 3. Durchlauf weicht hingegen deutlich von den anderen drei Durchläufen ab.

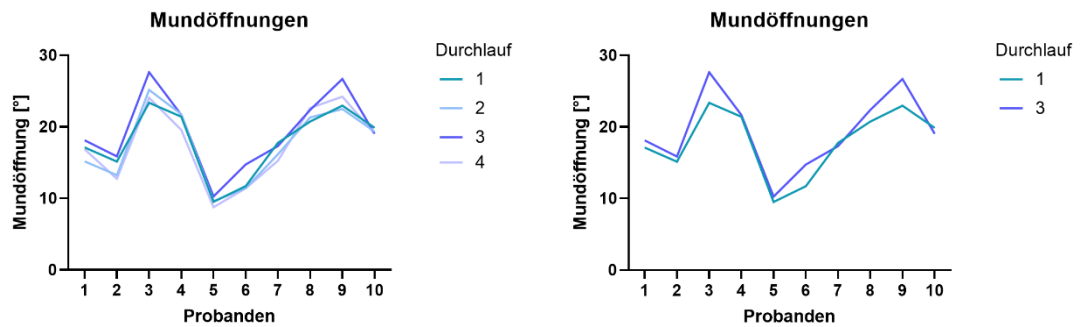
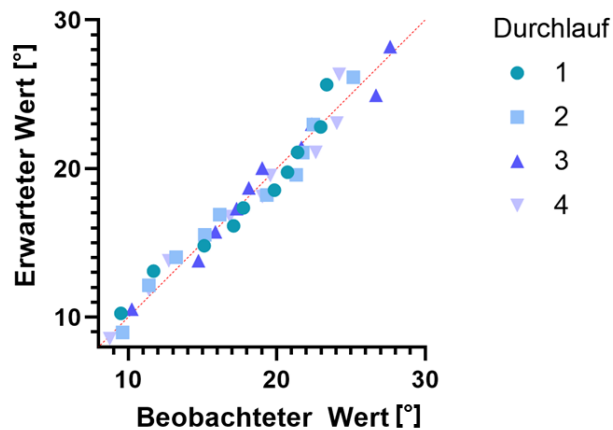


Abbildung 29: Vergleich der Durchläufe 1 bis 4

In Abbildung 29 werden die von Sensor 3 aufgezeichneten Mittelwerte der vier Mundöffnungsmaxima [°] je Durchlauf in der Sagittalebene dargestellt. Um den nicht signifikanten Unterschied zwischen den Durchläufen 1, 2 und 4 und den signifikanten Unterschied zwischen Durchlauf 1 und 3 statistisch nachzuweisen, wurden die entsprechenden Werte auf ihre Normalverteilung geprüft und anschließend ein gepaarter t-Test durchgeführt (Abb. 30).

Normalverteilung der Mundöffnungsmittelwerte



Test	Anzahl der Werte [n]	P-Wert 1. Durchlauf	P-Wert 2. Durchlauf	P-Wert 3. Durchlauf	P-Wert 4. Durchlauf
Anderson-Darling	10	0,5329	0,7194	0,8976	0,7894
Shapiro-Wilk	10	0,4517	0,7244	0,9154	0,6229
Kolmogorov-Smirnov	10	> 0,1000	> 0,1000	> 0,1000	> 0,1000

Abbildung 30: Grafische und analytische Prüfung auf die Normalverteilung

Die Normalverteilung wurde grafisch per QQ-Plot und analytisch per Anderson-Darling-, Shapiro-Wilk- und Kolmogorov-Smirnov-Test nachgewiesen. Der gepaarte t-Test zeigte keine Signifikanz zwischen dem 1. und 2. beziehungsweise 1. und 4. Durchlauf (Abb. 31).

Gepaarter T-Test	Df-Wert	T-Wert	P-Wert	Signifikanz
Erster und zweiter Durchlauf	9	1,047	0,3325	nein
Erster und dritter Durchlauf	9	2,574	0,0300	ja
Erster und vierter Durchlauf	9	1,062	0,3161	nein

Abbildung 31: Ergebnisse der durchgeführten t-Tests

Jedoch lag zwischen dem 1. und 3. Durchlauf ein signifikanter Unterschied vor. Zusätzlich war eine Differenz zwischen dem 1. und 2. und zwischen dem 3. und 4. Durchlauf erkennbar. Hierbei handelt es sich um die Durchläufe, die anschließend an die einminütige Pause absolviert wurden, sodass die Hypothese geäußert werden muss, dass ein Ermüdungseffekt vorliegt.

4.4.1.3 Der Ermüdungseffekt

Die einminütige Pause, die zwischen dem 1. und 2. und dem 3. und 4. Durchlauf eingehalten wurde, sollte einer Erschöpfung des Probanden entgegenwirken. Dennoch war eine Reduktion der Mundöffnungswerte zwischen den jeweiligen Durchläufen erkennbar (Abb. 32).

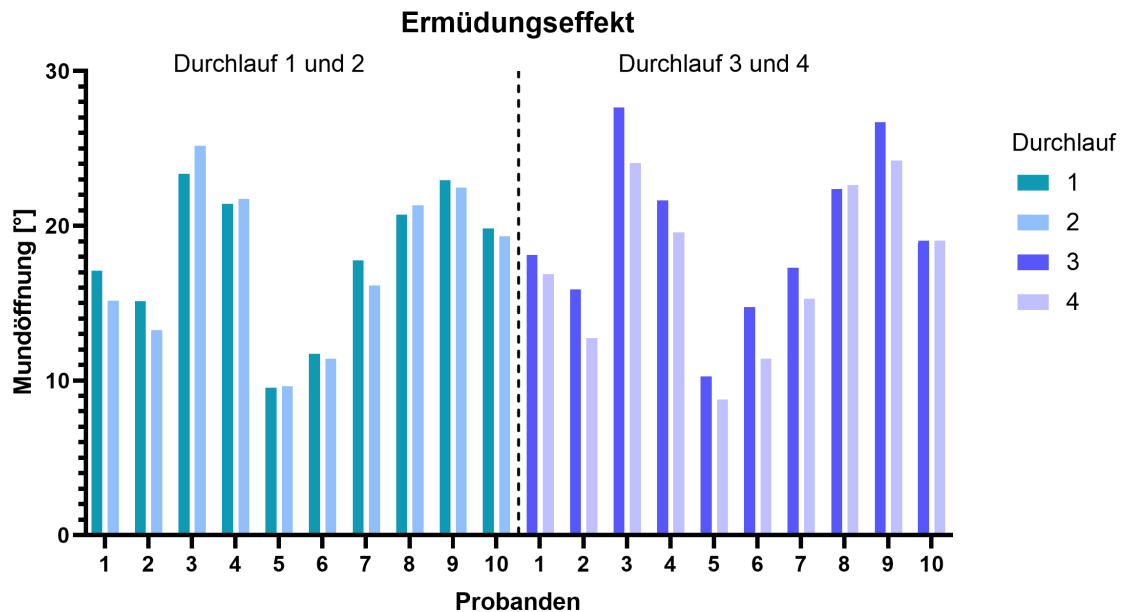


Abbildung 32: Grafische Darstellung des Ermüdungseffektes

Statistisch nachweisbar war die signifikante Reduktion zwischen dem 3. und dem 4. Durchlauf, die mit einem gepaarten t-Test, $t(9) = 4,567$, $p = 0,0014$, nachgewiesen werden konnte.

Als Resultat der geringen Differenz zwischen dem 1., 2. und 4. Durchlauf und der signifikanten Differenz zwischen dem 3. und 4. Durchlauf wurde der Fokus für die weitere Analyse der probanden-spezifischen Daten auf den 1. und 3. Durchlauf gelegt. Dies erfolgte, um auftretende Messfehler infolge einer Erschöpfung der Probanden zu reduzieren.

4.4.1.4 Die Relation zwischen Grad [°] und Millimeter [mm]

Durch die Messwerte der Sensoren [°] und den manuell gemessenen Werten [mm] der Mundöffnung während des 1. und des 3. Durchlaufes, konnte eine Relation zwischen der Grad- und der Millimeterzahl errechnet werden (Abb. 33).

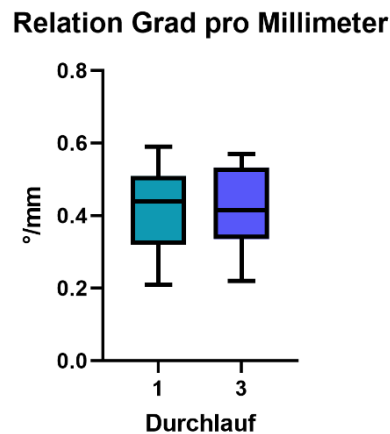


Abbildung 33: Relation zwischen dem Grad- und Millimeterwert der Probanden

Die Relation entsprach im Median $0,40^\circ$ bis $0,42^\circ$ pro Millimeter. Sowohl der untere Whisker als auch der Median bleiben fast unverändert. Nur der obere Whisker fällt im Vergleich der Durchläufe deutlich kürzer aus. Aufgrund der unterschiedlichen Translationsbewegungen der Probanden dienen die Werte nur als grobe Orientierung, da eine genaue Kontrolle per Trigonometrie mit den erfassten Werten nicht möglich ist.

4.4.2 Erfassungsgenauigkeit der beweglichen Sensoren

Die bisherigen Ergebnisse beziehen sich ausschließlich auf die Daten des Sensors 3. Alle Durchläufe wurden ebenfalls von Sensor 4 und 5 aufgezeichnet und können verglichen werden. Sensor 4 wurde auf der linken Seite, Sensor 5 auf der rechten Seite jeweils auf Höhe der Kondylen der Probanden befestigt. Zu Beginn wurden die exakten Zeitpunkte der, von Sensor 3 aufgezeichneten, Mundöffnungsmaxima ermittelt. Durch die zeitliche Synchronisation der Sensoren war es nun möglich, die Messwerte der Sensoren 4 und 5 zu diesen festgelegten Zeitpunkten abzulesen.

Als erste Analyse wurden die aufgezeichneten Messwerte von Sensor 4 und 5 verglichen (Abb. 34).

Vergleich der Mittelwerte der vertikalen Bewegungen

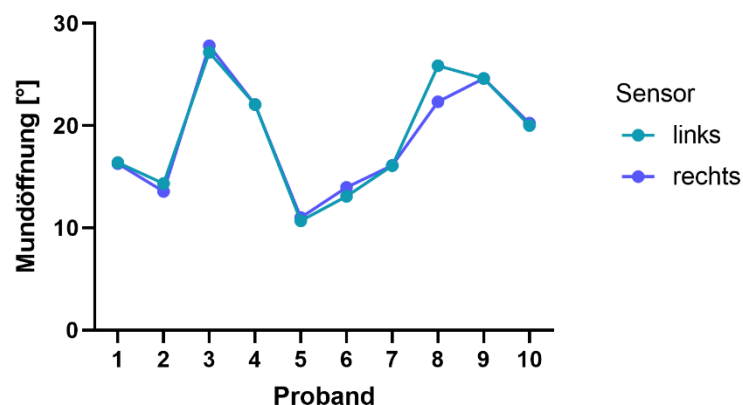
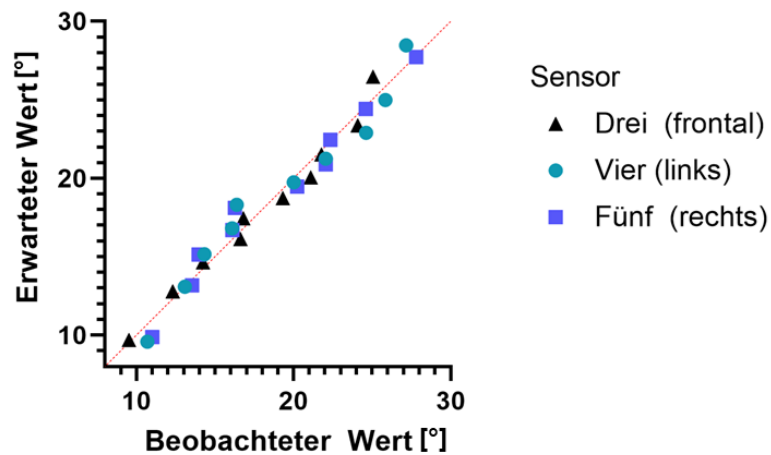


Abbildung 34: Vergleich der erfassten Mundöffnungswinkel [°] von Sensor 4 und 5

Bei diesem Vergleich waren die Messwerte der beiden Sensoren fast identisch. Lediglich Proband 8 stellte mit seinen erfassten Messwerten einen Ausreißer dar. Zwischen den, von den Sensoren 4 und 5 erfassten, Messwerten lag die Abweichung im Durchschnitt nur bei 3,14 %. Bei der Berechnung wurde Proband 8 ausgeschlossen, da seine Abweichung mit 16,16 % deutlich höher ausfiel. Die Mundöffnungswerte der Probanden wiesen bei allen drei Sensoren eine Normalverteilung auf (Abb. 35).

Normalverteilung der Mundöffnungswinkel von Sensor Drei, Vier und Fünf



Test	Anzahl der Werte [n]	P-Wert Sensor Drei	P-Wert Sensor Vier	P-Wert Sensor Fünf
Anderson-Darling	10	0,9198	0,6347	0,7244
Shapiro-Wilk	10	0,8706	0,5988	0,7854
Kolmogorov-Smirnov	10	> 0,1000	> 0,1000	> 0,1000

Abbildung 35: Grafischer und analytischer Nachweis der Normalverteilung

Der gepaarte t-Test, $t(9) = 0,6021$, $p = 0,5620$ bestätigte die Hypothese, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Daten der beiden Sensoren vorliegt.

Bei dem Vergleich von den erfassten Daten von Sensor 3 zu denen von Sensor 4 und 5 wurden geringfügig größere Abweichungen sichtbar (Abb. 36).

Vergleich der Mittelwerte der vertikalen Bewegungen aller Sensoren

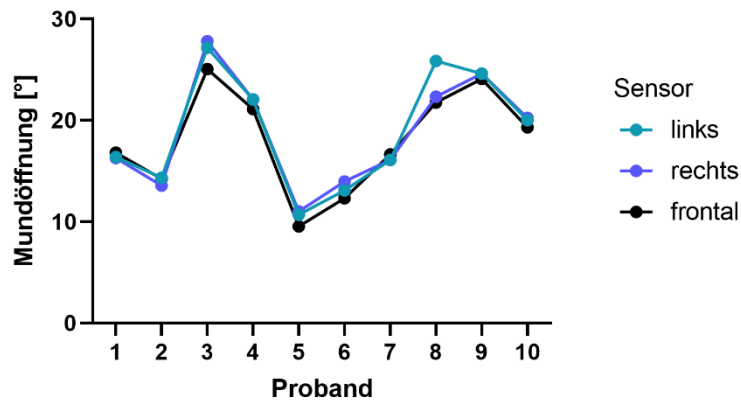


Abbildung 36: Vergleich der Mundöffnungswinkel aller Sensoren vom Unterkiefergestell

Diese Abweichungen waren insbesondere bei den Werten von Proband 3 und 8 erkennbar. Die durchschnittliche Differenz lag, bezogen auf alle Probanden, bei 6,50 % zwischen Sensor 3 und 4 und bei 7,13 % zwischen Sensor 3 und 5. Sowohl der gepaarte t-Test zwischen Sensor 3 und 4, $t(9) = 2,214$, $p = 0,0541$, als auch der t-Test zwischen Sensor 3 und 5, $t(9) = 2,045$, $p = 0,0712$, ergaben keine signifikanten Unterschiede. Folglich konnte die Nullhypothese, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den drei Sensoren bestehe, widerlegt werden.

Die deskriptive Statistik verdeutlicht, wie gleichartig die Werte der einzelnen Sensoren sind (Abb. 37).

Sensor	Anzahl der Werte [n]	Minimum [°]	Maximum [°]	Wertebereich [°]	Mittelwert [°]	Standardabweichung [°]	Standardfehler [°]
Drei	160	8,080	28,83	20,75	18,08	5,161	0,4080
Vier	160	8,450	31,25	22,80	19,03	5,753	0,4548
Fünf	160	8,580	31,59	23,01	18,79	5,466	0,4322

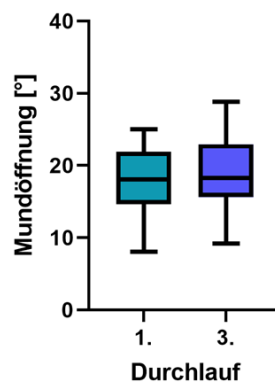
Abbildung 37: Deskriptive Statistik der gesamten Mundöffnungswerte

Dennoch ist auffällig, dass die Messwerte von Sensor 4 und 5 größer ausfallen als die von Sensor 3 und dieser eine kleinere Standardabweichung und einen kleineren Standardfehler aufweist. Aufgrund der ähnlichen, jedoch anscheinend geringfügig genaueren, Messwerte von Sensor 3, werden in der Analyse der Probandenwerte lediglich die Messwerte von Sensor 3 ausgewertet.

4.4.3 Analyse der Probandenwerte vor und nach der Nutzung des Aqualizers

Wie in der Vorauswahl der Durchläufe (siehe 4.4.1, S. 41) bereits erwähnt, liegt zwischen dem 1. Durchlauf und dem 3. Durchlauf eine signifikante Differenz vor. Der 1. Durchlauf ist stellvertretend für die normgerechte, okklusionsbasierte Mundöffnung, während der 3. Durchlauf der rein muskulären Mundöffnung nach der Anwendung des Aqualizers entspricht. Um die Genauigkeit der Analyse zu erhöhen, wurden alle 40 Messwerte der beiden Durchläufe verglichen (Abb. 38).

Vergleich vor und nach der Nutzung des Aqualizers



Durchlauf	Anzahl der Werte [n]	Minimum [°]	Maximum [°]	Wertebereich [°]	Mittelwert [°]	Standardabweichung [°]	Standardfehler [°]
Eins	40	8,080	25,05	16,97	17,95	4,625	0,7313
Drei	40	9,180	28,83	19,65	19,37	5,307	0,8392

Abbildung 38: Vergleich der Mundöffnungswerte vor und nach der Nutzung des Aqualizers

Das Boxplot-Diagramm zeigt, dass sowohl die Whisker als auch das 1. und 3. Quartil des 3. Durchlaufs bei gleichbleibendem Median höher ausfallen als bei dem 1. Durchlauf. Die deskriptive Statistik bestätigt diese Veränderung, indem die Werte Minimum, Maximum, Wertebereich und Mittelwert höher als im 1. Durchlauf ausfallen. Diese Differenz entsteht insbesondere durch die erhöhte Mundöffnung der Probanden 3, 6 und 9 (Abb. 39).

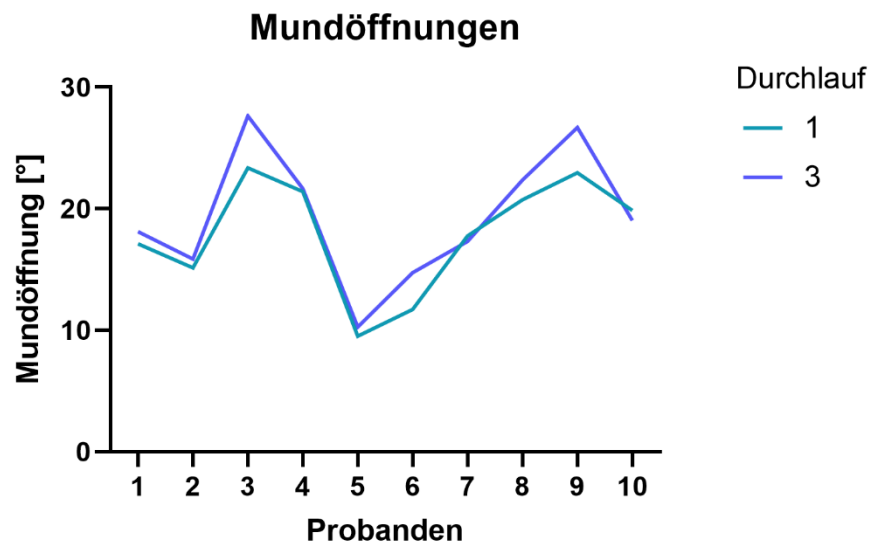


Abbildung 39: Veränderung der Mundöffnungswerte vor und nach der Nutzung des Aqualizer

Hieraus leitet sich die Annahme ab, dass die größten Veränderungen der Mundöffnungswinkel bei diesen drei Probanden vorliegen. Im direkten Vergleich der Mittelwerte je Durchlauf, sind die Differenzen zwischen dem 1. und 3. Durchlauf deutlich besser sichtbar (Abb. 40).

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1. Durchlauf [°]	17,11	15,13	23,37	21,41	9,52	11,71	17,76	20,74	22,96	19,85
3. Durchlauf [°]	18,12	15,87	27,65	21,66	10,25	14,73	17,31	22,37	26,69	19,03
Abweichung [%]	5,89	4,87	18,32	1,20	7,67	25,62	-2,49	7,86	16,21	-4,16

Abbildung 40: Prozentuale Abweichungen aller Probanden

50 % der Probanden verzeichnen auffällige Erhöhungen von über 5 %. Betroffen sind die Probanden 3, 5, 6, 8 und 9. Diese signifikanten Veränderungen können mit Hilfe der Durchführung des gepaarten t-Tests, $t(39) = 4,139$, $p = 0,0002$, eindeutig bestätigt werden.

Die bisherige Analyse berücksichtigt lediglich die Mundöffnungswinkel [°] in der Sagittalebene. Die Symmetrie der Mundöffnung kann anhand der Transversal- und Frontalebene bewertet werden. Aufgrund der zufälligen Probandenauswahl, ohne besondere Anforderungen, können die Probandenbewegungen in diesen zwei Ebenen nur deskriptiv analysiert werden.

Die Transversalebene ermöglicht die Beurteilung der Symmetrie der Bewegungsbahnen des linken und rechten Kondylus. Dabei stellen positive Werte eine Rechtsrotation und negative Werte eine Linksrotation des Sensors dar. Eine Rechtsrotation des Sensors bedeutet, dass der linke Kondylus eine weiter anterior-liegende Position während der Bewegung einnimmt als der rechte Kondylus, während es bei einer Linksrotation umgekehrt ist. Der Wertebereich der Abweichungen in der Transversalebene reicht von $-6,910^\circ$ bis $8,160^\circ$ (Abb. 41).

Durchlauf	Anzahl der Werte [n]	Minimum [°]	Maximum [°]	Wertebereich [°]	Mittelwert [°]	Standardabweichung [°]	Standardfehler [°]
Eins	40	-6,780	8,160	14,94	0,2400	5,029	0,7951
Drei	40	-6,910	8,000	14,91	-0,6010	4,591	0,7259

Abbildung 41: Deskriptive Analyse der Abweichungen in der Transversalebene

Die deskriptive Statistik weist keine Auffälligkeiten auf. Die Veränderungen sind nur bei den einzelnen Probanden sichtbar und es lagen sowohl erhöhte als auch reduzierte Messwerte zwischen Durchlauf 1 und 3 vor (Abb. 42).

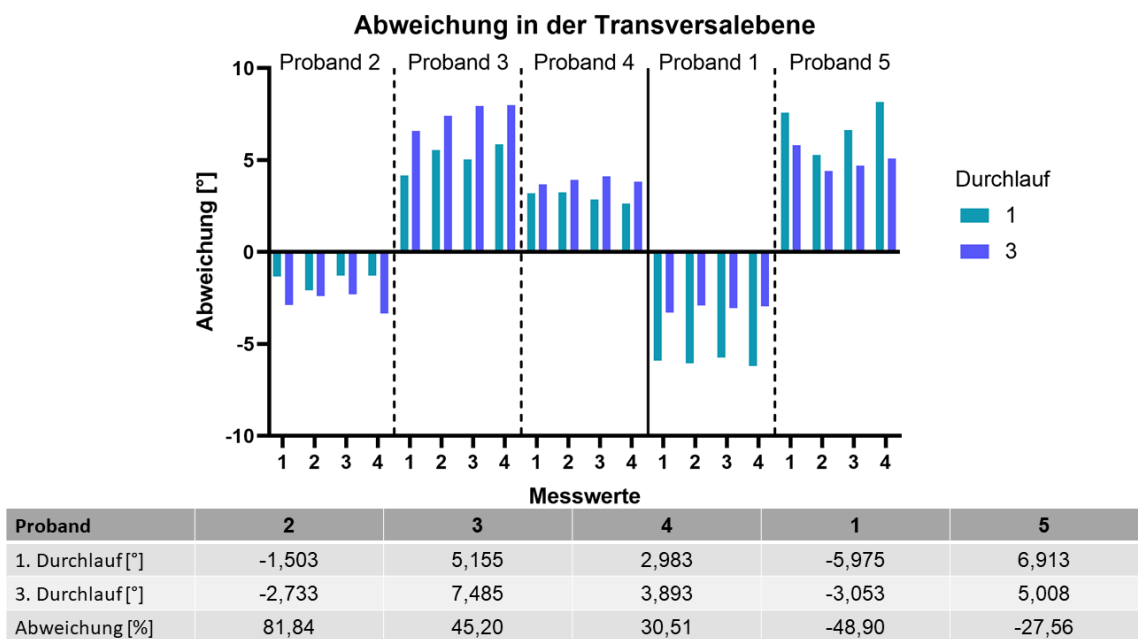


Abbildung 42: Auffällige Abweichungen in der Transversalebene

Bei Proband 2, 3 und 4 sind die Messwerte zwischen Durchlauf 1 und 3 höher und bei Proband 1 und 5 niedriger ausgefallen. Die Relation zwischen beiden Messwerten mit prozentualen Differenzen zwischen 27,56 % und 81,84 % ist besonders prägnant und betrifft die Hälfte der Probanden. Eine gesonderte Betrachtung benötigt Proband 10. Bei Proband 10 sind die Werte interessanterweise in Durchlauf 1 positiv, entsprechend einer Rechtsrotation des Sensors, und in Durchlauf 3 negativ, entsprechend einer Linksrotation (Abb. 43).

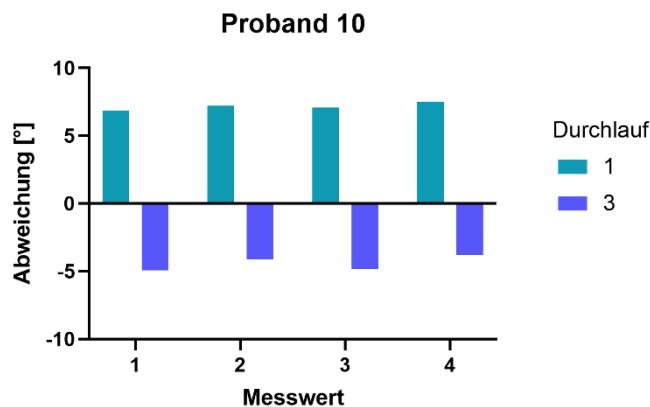


Abbildung 43: Besonders auffällige Veränderung bei Proband 10

Die letzte, zu betrachtende Ebene ist die Frontalebene. Ein positiver Wert entspricht ebenfalls einer Rechtsrotation und ein negativer Wert einer Linksrotation des Sensors. Deutlich erkennbare Veränderungen in dieser Ebene weisen nur 30 % der Probanden auf (Abb. 44).

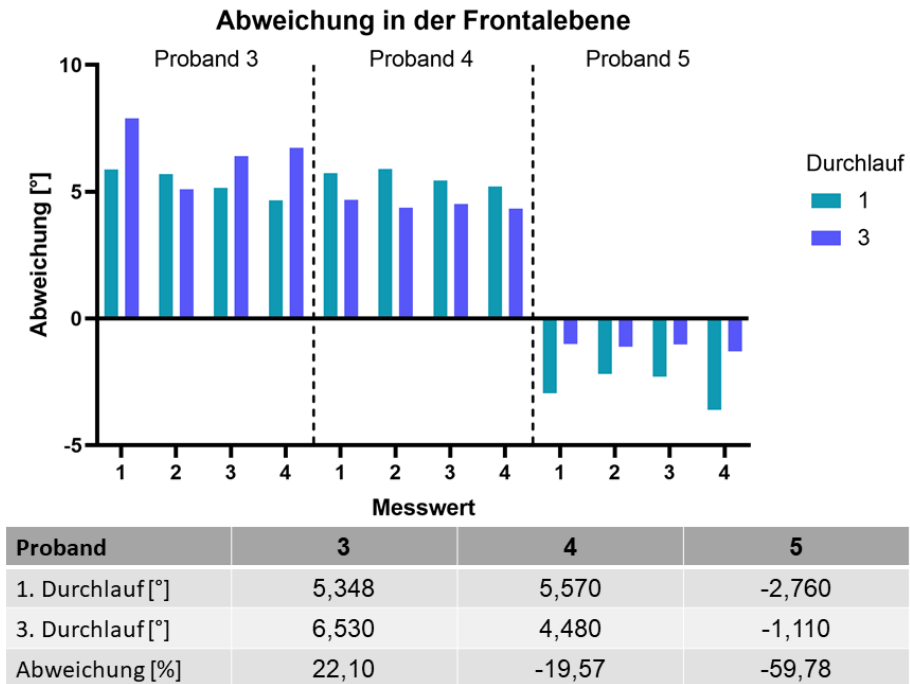


Abbildung 44: Auffällige Abweichungen in der Frontalebene

Bei den Probanden 3, 4 und 5 liegen die Veränderungen zwischen 19,57 % bis 59,78 %.

Erneut sollte Proband 10 gesondert betrachtet werden, da die Messwerte von Proband 10 einen Umschwung von negativen Werten in Durchlauf 1 in positive Werte in Durchlauf 3 vollzogen haben (Abb. 45).

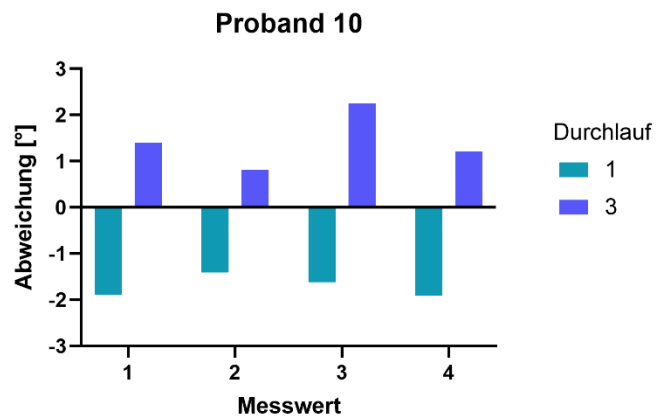


Abbildung 45: Besonders auffällige Veränderung bei Proband 10

Die Veränderung in der Frontalebene ist gegenläufig zu der Veränderung in der Transversalebene mit im 1. Durchlauf positiven und im 3. Durchlauf negativen Werten.

4.4.4 Auffällige Registrierungen bei einzelnen Probanden

In der Transversalebene wurden bei den Probanden 3, 8 und 9 erwähnenswerte Bewegungsmuster aufgezeichnet. Hierbei weisen Proband 3 und 8 ähnliche Muster auf (Abb. 46).

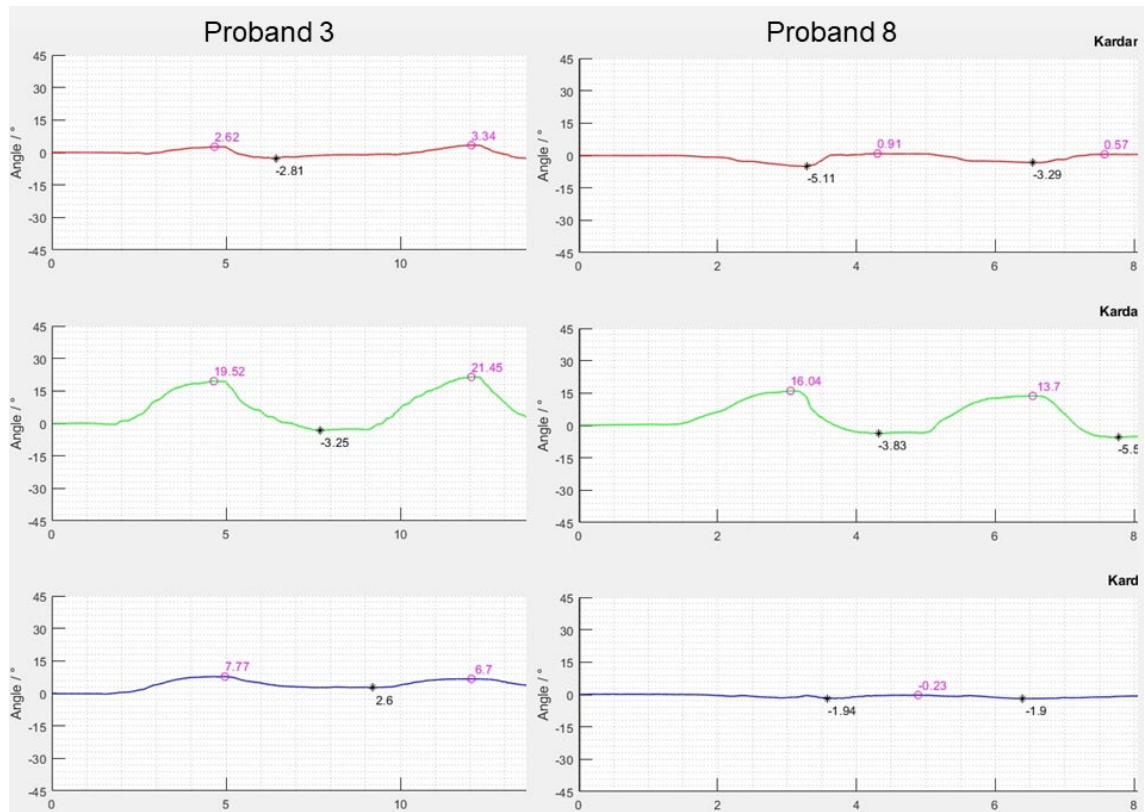


Abbildung 46: Bewegungsmuster von Proband 3 und 8

Zu Beginn der Mundöffnung ist eine gleichmäßig zunehmende Bewegung in der Transversalebene (rote Linie) erkennbar. Kurz nach dem Erreichen der maximalen Mundöffnung in der Sagittalebene (grüne Linie) liegt eine sprunghafte Bewegung zurück zum Ursprungswert vor. Bei Proband 3 entspricht diese progrediente Bewegung der roten Linie einer rechtsseitigen, asymmetrischen Abgleichbewegung der Kondylen mit sprunghafter Reposition. Zusätzlich ist in der Frontalebene (blaue Linie) ebenfalls eine Rechtsrotation des Sensors sichtbar. Proband 8 weist eine sehr ähnliche, jedoch linksgerichtete Bewegung in der Transversalebene ohne nennenswerte Veränderung in der Frontalebene auf.

Ein weiteres auffälliges Bewegungsmuster verzeichnet Proband 9. Wie in Abbildung 47 dargestellt, weist die Bewegung einen sprunghaften Versatz des Unterkiefers zu Beginn der Mundöffnungsbewegung auf (rote Linie).

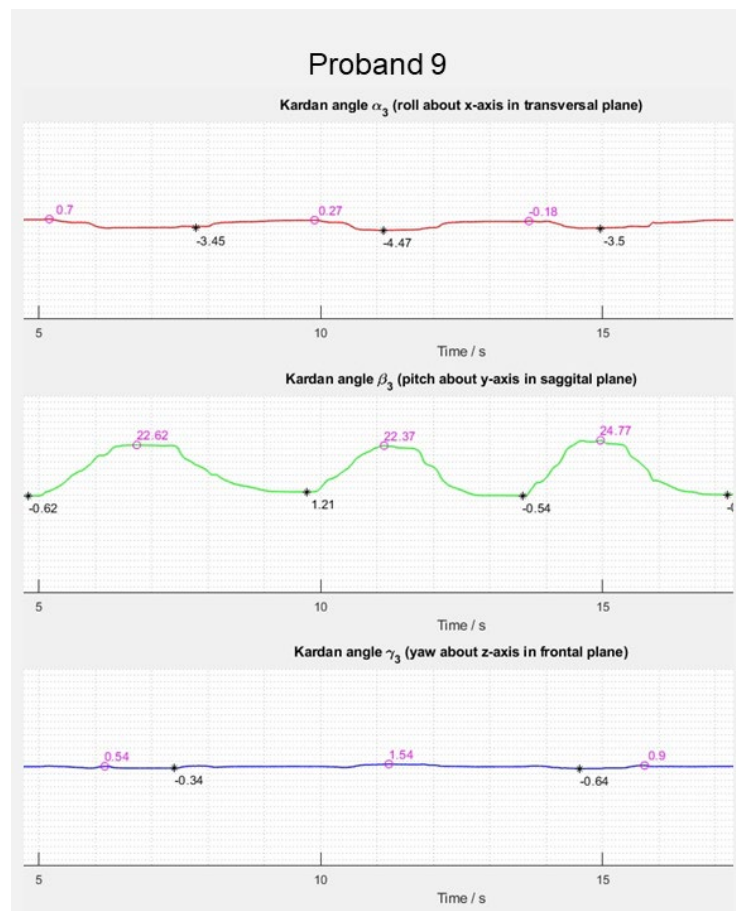


Abbildung 47: Bewegungsmuster von Proband 9

Bei dieser abrupten Bewegung handelt es sich um eine linksseitige, spontanauf tretende Abgleitbewegung des Unterkiefers, deren Wert nach der Veränderung konstant bleibt und erst bei der Mundschlussbewegung ebenfalls sprunghaft zum Ursprungswert zurückkehrt.

Die restlichen Probanden weisen keine nennenswerten Bewegungsmuster auf.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 Versuchsaufbau

Die Basis des Versuchsaufbaus sind die Sensorgestelle und die individuellen Schienen der Probanden. Die Planung, Gestaltung und praktische Umsetzung erfolgte zunächst anhand eines Prototyps, der anschließend durch zwei endgültige Sensorgestelle ersetzt wurde. Die intraorale Verankerung in Form von PETG-Schienen basiert auf einer gängigen Methode des zahnärztlichen Praxisalltags und ermöglicht eine günstige, leicht herzustellende Fixierung des Sensorgestells. Die Gestelle und Schienen lassen sich mit etwas Routine problemlos zu einer funktionellen Einheit montieren. Die anschließende Fixierung der Sensoren in den Sensorhalterungen mittels Gewindestiften ist in kurzer Zeit abgeschlossen und somit eine präzise und einfache Lösung. Gleiches gilt für die Justierung an den Vierkantstäben der Gestelle. Im Falle der Beschädigung einer Sensorhalterung oder Schiene ist deren identische Duplizierung möglich (siehe Abb. 9, S. 19). Lediglich die Erneuerung der Sensorgestelle ist zeitintensiv, da die 90° Winkel der Gestelle schwierig in der Herstellung, jedoch notwendig für die Vermessung der Gestelle sind. Ebenfalls ist die Position der frontalen Sensoren im Ober- und Unterkiefer kritisch anzusehen, da bei einer leichten Abweichung der Parallelität der Gestelle eine Kollision der Sensorhalterungen unvermeidbar ist. Aufgrund der individuellen probandenbezogenen Ausrichtung der Gestelle mussten diese per Augenmaß justiert und bei Bedarf geringfügig korrigiert werden, bis eine optische Parallelität gewährleistet war. Die Ergebnisse der Sensoren spiegeln die Genauigkeit der per Augenmaß justierten Gestelle wider (siehe 5.1.2, S. 61 ff). Ein weiteres Problem ist die variable Kopf- und Ohrenform der Probanden. Bei breiteren Köpfen oder abstehenden Ohren muss sichergestellt werden, dass die freien Enden auf der linken und rechten Seite keinen Kontakt mit dem Körper des Probanden haben.

Um weitere Versuche mit einer höheren Probandenzahl zu ermöglichen, wäre es sinnvoll, mehrere Gestelle mit unterschiedlichen Größen herzustellen. Folglich können die Gestelle passend zu der Kopfgröße des jeweiligen Probanden ausgewählt werden. Der für die Gestelle verwendete V2A Edelstahl verfügt über eine ausreichend hohe Verwindungssteifigkeit, sodass langsame, kontrollierte Bewegungen ohne Vibrationen durchgeführt werden können. Schnelle Bewegungen hingegen müssen vermieden werden, da sonst Schwingungen der freien, seitlichen Enden auftreten und die Genauigkeit der Sensormessung verringern. Aufgrund des Gewichtes der Gestelle müssen die Schienen eine ausreichende Retentionskraft aufbringen. Je nach Anatomie des Zahnbogens und der Zahnform (z.B. fehlende Unterschnitte) muss die Retentionskraft der Schienen mit einer Haftcreme oder mit kleinen Kunststoffattachments verstärkt werden, damit die Schienen während der Bewegung ihre Position nicht verändern. Ein negativer Aspekt ist die Wirkung der metallischen Gestelle auf die Probanden. Im Einzelfall führt der Versuchsaufbau zu einem unwohl oder beklemmenden Gefühl des Probanden. Dies bedingt die starre intraorale Verankerung, die mit den extraoralen Gestellen gekoppelt ist und ein schnelles Ein- und Ausgliedern nicht erlaubt. Eine kleinere Ausführung wäre empfehlenswert, um diese Empfindungen zu reduzieren und das Wohlbefinden der Probanden zu verstärken. Ein erhöhtes Wohlbefinden geht mit einer geringeren Anspannung und folglich mit einer erhöhten Relaxation einher. Dies verhindert Verspannungen in der Muskulatur und eventuelle Veränderungen in der Mundöffnungsbewegung der Probanden.

Die Herstellung von kleineren Gestellen ist nur möglich, wenn die Sensoranzahl vermindert wird ohne die Genauigkeit der Messung zu beeinflussen.

5.1.2 Sensoranzahl

Die bewegliche Einheit des Unterkiefergestells besteht aus drei Sensoren, die die Bewegungen an unterschiedlichen Positionen erfassen. Die Ausrichtung des Gestells erfolgt per Augenmaß, sodass eine Parallelität zwischen den frontalen Sensoren (Sensor 2 und 3) und zwischen den lateralen Sensoren (Sensor 4 und 5) des Unterkiefers gewährleistet werden kann.

Die Parallelität der lateralen Sensoren stellen die Ergebnisse von „4.4.2 Erfassungsgenauigkeit der beweglichen Sensoren“ dar. Die Abbildung 34 (siehe S. 47) beweist die gute Justierung des Unterkiefergestells bei den unterschiedlichen Probanden. Die Probanden 1 bis 7 und 9 bis 10 weisen einen geringfügigen, durchschnittlichen Unterschied von 3,14 % auf. Dies bedeutet, dass zwischen den Sensoren 4 und 5 im Durchschnitt nur eine Differenz von $0,33^\circ$ liegt. Das Problem der Ausrichtung per Augenmaß spiegelt sich bei Proband 8 wider, der sich mit einer Abweichung von 16,16 % und somit $3,52^\circ$ deutlich von den anderen Probanden unterscheidet. Um diese große Differenz von einem Messfehler unterscheiden zu können, wurde nach der Sichtung der Ergebnisse von allen Probanden das Gestell erneut in derselben Position an der Schiene von Proband 8 befestigt. Der Proband wurde ein zweites Mal vorstellig und nach der Eingliederung war bei genauer Betrachtung die asymmetrische Ausrichtung des Gestells erkennbar. Die Behebung dieses Fehlers ist schwierig, da aufgrund der individuellen anatomischen Gegebenheiten in Kombination mit nur einem Unterkiefersensorgestell eine einheitliche, objektivierbare Justierung nicht möglich ist.

Im direkten Vergleich der Sensoren 3, 4 und 5 (siehe Abb. 36, S. 49) wird deutlich, dass die gemessenen Winkel der Sensoren bei den Probanden 1, 2, 4 bis 7 und 9, 10 fast identisch sind und eine durchschnittliche Abweichung von $0,65^\circ$ zwischen Sensor 3 und 4 sowie $0,91^\circ$ zwischen Sensor 3 und 5 aufweisen. Bei Proband 8 ist erneut die fehlende Parallelität der Sensoren 4 und 5 erkennbar. Auffällig ist, dass die Sensoren 3 und 5 sehr ähnliche Winkel messen, während Sensor 4 deutlich erhöhte Werte erfasst. Diese Varianz visualisiert die asymmetrische Ausrichtung des Unterkiefergestells bei Proband 8.

Die Interpretation der Messwerte von Proband 3 ist weniger eindeutig. Während die Sensoren 4 und 5 ähnliche Werte erfassen, sind die Messwerte von Sensor 3 im Durchschnitt $2,43^\circ$ niedriger. Zeitgleich weisen Proband 3 und 9 die größten Mundöffnungswerte auf. Bei genauer Betrachtung der Aufzeichnungen von Proband 3 fällt auf, dass die, von Sensor 3, 4 und 5 erfassten, Bewegungskurven identische Verläufe haben (siehe Abb. 48, S. 63). Dies beweist, dass die freien Enden des Gestells keine Messfehler in Form von Schwingungen erzeugt haben. Aufgrund identischer Bewegungskurven und nicht identischer Messwerte liegt die Vermutung nah, dass die Sensoren keine ähnlichen Messwerte erfassen können. Die Begründung liegt in ihrer unterschiedlichen Distanz zum, im Zuge der Bewegung stetig verändernden, Rotationszentrum während der Rotations- und Translationsbewegung.

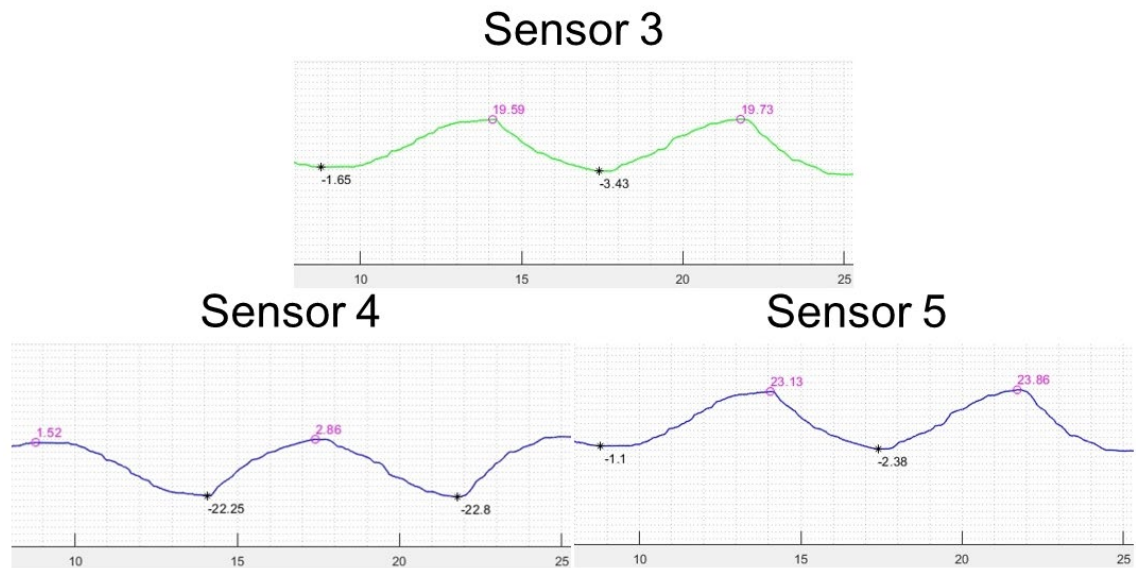


Abbildung 48: Ausschnitte aus dem 1. Durchlauf der Sensoren 3, 4 und 5

Folglich wäre diese Differenz zwischen den Werten von Sensor 3 und denen der Sensoren 4 und 5 auf die Anatomie und deren Auswirkungen auf die Mundöffnungsbewegung des Probanden oder auf einen Messfehler zurückzuführen.

Sofern mit einer höheren Probandenzahl nachgewiesen werden könnte, dass es sich um einen Messfehler handelt, wäre ein schlankeres Unterkiefergestell mit nur einem frontalen Sensor sinnvoll. Ein derartig verkleinertes Gestell hätte viele Vorteile für weitere Versuchsreihen:

1. Die Herstellung des Gestells verliert aufgrund der fehlenden 90° Winkel an Komplexität.
2. Das Eigengewicht des Unterkiefergestells sinkt drastisch, da die lateralen freien Enden inklusive der lateralen Sensoren nicht vorhanden sind. Hierdurch reduzieren sich die Ermüdungserscheinungen und die Beeinflussung der Unterkieferbewegung beim Probanden (siehe 1.3.1, S. 9).
3. Die Ausrichtung und Justierung des Gestells und des Sensors wird deutlich vereinfacht.
4. Es wird der Sensor mit der geringsten Standardabweichung und dem geringsten Standardfehler genutzt (siehe Abb. 37, S. 49).

5. Die Abhängigkeit der Kopfanatomie entfällt.
6. Es können schnelle Bewegungen durchgeführt werden, ohne dass Schwingungen im Bereich des Sensors entstehen.
7. Das Wohlbefinden der Probanden wird durch die geringere Größe und fehlenden lateralen Elemente erhöht.

5.1.3 Versuchsdurchführung

Die Versuchsdurchführung bestand aus fünf Mundöffnungsbewegungen pro Durchlauf. Diese Mundöffnungen wurden in der Vorauswahl der Messwerte (siehe 4.4.1, S. 41 ff) auf vier reduziert, da die Streuung des 1. Messwertes sehr stark variiert und die Standardabweichung sowie den Standardfehler deutlich beeinflusst. Infolge dieser Korrektur sinkt die Standardabweichung um 35,46 % und der Standardfehler um 27,85 % (siehe Abb. 28, S. 42). Um die Genauigkeit der Messungen zu erhöhen und derartige Messfehler zu reduzieren, sollte zukünftig die Anzahl der Mundöffnungen erhöht werden. Außerdem wäre eine genaue Zeitangabe für die Dauer der Öffnungs- und Schließbewegungen empfehlenswert. Dies könnte zum Beispiel mit Hilfe eines Bildschirms umgesetzt werden. Auf diesem könnte die Zeit pro Bewegung ablaufen, an welcher sich der Proband orientieren könnte. Eine solche Modifikation steigert die Vergleichbarkeit der Öffnungs- und Schließbewegungen der Probanden in dem die Bewegungen gleichmäßiger werden.

Der Ermüdungseffekt ist zwischen dem 1. und 2. sowie dem 3. und 4. Durchlauf erkennbar (siehe Abb. 32, S. 45). Diese Beobachtung lässt darauf schließen, dass die einminütige Pause zwischen dem 1. und 2. beziehungsweise 3. und 4. Durchlauf zu kurz gewählt ist. Eine längere Pause und ein geringeres Eigengewicht des Unterkiefergestells (siehe 5.1.2, S. 61) könnten den Einfluss der Muskulaturermüdung auf die Messwerte reduzieren oder sogar ausschließen, dass dieser Effekt entsteht. Des Weiteren könnte in einer längeren Pause zwischen dem 3. und 4. Durchlauf der Aqualizer erneut getragen werden, um eine bessere Beurteilung des Effektes des Aqualizers und eine Differenzierung zwischen Aqualizer- und Ermüdungseffekt zu ermöglichen.

Außerdem sollte vor der Nutzung des Aqualizers die Ruhelage pro Probanden ermittelt werden. Die Ruhelage entspricht der unwillkürlich eingenommenen Unterkieferposition mit einem leichten Abstand zwischen beiden Kiefern. Theoretisch könnte die Ruhelage größer als die Dicke des genutzten Aqualizers sein. Dieser Fall trat bei den 10 gemessenen Probanden nicht ein, wäre jedoch bei größeren Fallzahlen denkbar und könnte durch einen dickeren Aqualizer behoben werden.

Die Optimierung des Versuchsaufbaus, der Sensoranzahl und der Versuchsdurchführung würden die Genauigkeit sowie die Vergleichbarkeit der Messwerte erhöhen und die Aussagekraft der Ergebnisse verstärken.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Ergebnisse in Relation zur Literatur

Die aktuell häufigsten Registrierungssysteme für die Bewegungen des Unterkiefers sind die visuellen und die Inertialsensor Systeme. Vorhandene Studien beweisen bereits, dass mit visuellen Erfassungssystemen eine dreidimensionale Echtzeit-Bewegungssimulation und Bewegungsrekonstruktion mit einer Messgenauigkeit von 0,1 mm realisierbar sind (siehe 1.3.4, S. 10). Die Studienanzahl zu Inertialsensor Systemen ist noch gering und beinhaltet kurze Aufnahmesequenzen mit, per Kabel angeschlossenen, Sensoren (siehe 1.3.5, S. 11).

Die Nutzung der Sensoren Xsens DOT ist gut umsetzbar und gewährleistet, aufgrund der starren, intraoralen Verankerung, eine genaue Bewegungserfassung. Die erfassten Messwerte bieten mit 60 Werten pro Sekunde eine große Anzahl an potentiell relevanten Daten. Für die virtuelle Visualisierung der Bewegungen in Form von Sensor Spuren muss der XKFCore den Integrationsdrift kompensieren. Die Berechnung und Kompensation sollen mit Hilfe der Messung der Schwerkraft und des erdmagnetischen Nordens erfolgen und den zunehmenden Fehler beheben (siehe 1.4, S. 12). Anders als von der Firma Xsens vorgegeben, ist trotz der großen Datenmenge eine Verhinderung des Integrationsdriftes nicht möglich (siehe Abb. 20, S. 33). Dies liegt an der Korrelation des Integrationsdriftes mit der Versuchsdauer und Bewegungsgeschwindigkeit. Eine Lösung des Problems war nicht möglich. Die erhaltene Darstellung ist ab einer Versuchslänge von fünf Sekunden nicht mehr zufriedenstellend (siehe 4.1, S. 30), wobei die Versuchsdauer aller Probanden zwischen 19 und 50 Sekunden beträgt. Die Möglichkeit der millimetergetreuen Darstellung der Sensor Spuren ist in dieser Studie nicht realisierbar und unterstützt die These, dass in der virtuellen Bewegungssimulation die visuellen Systeme den Inertialsensor Systemen mit den aktuellen Möglichkeiten noch überlegen sind. Jedoch ermöglichen die Messwerte der Inertialsensoren eine sehr genaue Betrachtung und Analyse der Kardanwinkel. Dies bietet eine Auswertungsmöglichkeit, um die exakte Veränderung der Winkel in alle drei Dimensionen und die damit verbundene Bewegung zu beurteilen.

Folglich beweist diese Studie, dass der Versuchsaufbau mit den kabellosen Sensoren von Xsens eine Möglichkeit darstellt, die Bewegungserfassung auch in kleinen Ambulanzen und ohne Laborbedingungen zu ermöglichen (siehe 1.3.5, S. 11). Die Kosten sind nach der einmaligen Anschaffung der Sensoren (Stand 26.09.2023, ein Sensor 132€) als gering zu bewerten und für spezialisierte Ambulanzen oder Zahnarztpraxen eine Option, die Bewegungen von Patienten exakt zu analysieren. Die erfassten Bewegungskurven spiegeln jegliche Veränderungen und Asymmetrien im Bereich der Unterkieferbewegungen in Form von Winkeln wider und können zukünftig eine objektivierbare Diagnoseerstellung unterstützen.

5.2.2 Aqualizerveränderungen

Eine fundierte Aussage ist, aufgrund der geringen Anzahl und der zufällig ausgewählten Probanden, nicht möglich. Es liegen jedoch Ergebnisse vor, die auf eine Korrelation zwischen der Mundöffnungsbewegung und der Aqualizerbenutzung bei bestimmten Probanden hinweist.

Diese Veränderung spiegelt die Abbildung 38 (siehe S. 50) wider. Das Box-Plot-Diagramm und insbesondere der obere Whisker sind nach der Nutzung des Aqualizers deutlich erhöht. Primär wird die Abweichung von den Probanden 3, 6 und 9 verursacht (siehe Abb. 39, S. 51). Des Weiteren ist auffällig, dass insgesamt 50 % der Probanden eine erhöhte Mundöffnung von über 5 % aufweisen (siehe 4.4.3, S. 50). Die vergrößerten Mundöffnungswinkel sind voraussichtlich auf eine Relaxation der Kaumuskulatur zurückzuführen, die auf der Einnahme einer okklusal-entkoppelten, muskulär-entspannten Haltung beruht. Die subjektive Schilderung der Probanden 2 und 9 bestätigen die Relaxation. Proband 2 äußerte ein entspanntes, gelöstes Gefühl im Bereich des Musculus masseters und Proband 9 beschrieb ein linksseitiges Kribbeln, welches auf der Höhe des Kiefergelenkes auftrat. Außerdem wurde das Kiefergelenkknacken während der Diskusdislokation bei Proband 9 reduziert. Besonders interessant ist die beschriebene Veränderung bei Proband 9, die auf eine gelöste adaptierte Schonhaltung oder eine Distraction des Kiefergelenks hinweisen könnte.

Bei der Analyse der registrierten Abweichungen in der Frontal- und Transversalebene ist kein eindeutiges Muster erkennbar. Es liegen sowohl reduzierte als auch erhöhte Messwerte vor und nach der Aqualizernutzung vor. Nur Proband 10 weist eine sehr interessante Besonderheit auf (siehe Abb. 43, S. 54 und Abb. 45, S. 56). Bei diesem Probanden wechseln die Werte ihr Vorzeichen. Dies lässt den Rückschluss zu, dass während des 1. Durchlaufes eine linksseitige und während des 3. Durchlaufes eine rechtsseitige Diskusdislokation ohne Reposition vorliegt.

Um die geäußerten Hypothesen zu belegen, sollten weitere Studien mit einer größeren Anzahl von Probanden durchgeführt werden. Bei diesen zukünftigen Studien ist eine Unterteilung der Probanden in Gruppen sinnvoll. Innerhalb der Gruppen sollten die Probanden die gleiche klinische Diagnose aufweisen, sodass die Reaktion der Probanden vor und nach der Nutzung des Aqualizers adäquat verglichen werden können.

5.3 Bedeutung der Studie

5.3.1 Inertialsensorsysteme

Die Studie ist laut Definition eine Pilotstudie, weil diese die Tauglichkeit des Xsens DOT Systems überprüft und eine Erprobung im kleinen, kostengünstigen Rahmen darstellt. Ebenfalls ist die Probandenanzahl eine überschaubare, heterogene Gruppe, welche die Mehrheit repräsentiert (Wübbenhorst K., 2018). Die Studie beweist die erfolgreiche Umsetzung der Integration des Xsens DOT Systems zur Erfassung von Bewegungsdaten, sowie deren Auswertung und Interpretation.

Die Erfassung der Bewegungsdaten basiert auf der Erprobung, Gestellherstellung und Fixierung der Sensoren am Probanden und bietet bereits jetzt die Möglichkeit der universellen Nutzung für individuelle Probandenuntersuchungen. Eine weitere Verbesserung in Form eines schlankeren, leichteren Gestelles und eine vereinfachte Herstellung der Schienen wird im Ausblick (siehe 5.4, S. 72) erläutert.

Die Auswertung der erfassten Messdaten in Form von Sensorspuren als Echtzeitbewegungsmuster konnte aufgrund des Integrationsdriftes nicht realisiert werden. Stattdessen wurden die fließenden Bewegungen und Bewegungsmuster als Kardanwinkel in Grad analysiert und können ebenfalls sehr detailliert ausgewertet werden.

Die Interpretation der ausgewerteten Daten ermöglicht erste Einblicke in die Erfassungsgenauigkeit und deren potentiellen, klinisch-angewandten Nutzen. Kleinste Veränderungen, der normalerweise annähernd symmetrischen Bewegungsabläufe, können in den registrierten Bewegungsmustern und Gradzahlen erkannt und durch Kopplung mit den subjektiven Schilderungen der Probanden sowie der klinischen Untersuchung des behandelnden Zahnarztes in eine Diagnose überführt werden. Folglich sind Anomalien nachweislich erkennbar und erhalten durch die Inertialsensor-gestützte Erfassung einen objektivierbaren Charakter (siehe 4.4.4, S. 57 ff).

Insgesamt unterstützt die Studie nach ersten Analysen den schlanken Versuchsaufbau von Zhuohua Lin aus dem Jahre 2010 (Lin Z. et al., 2010), indem lediglich zwei verkabelte Inertialsensoren genutzt wurden. Für Folgestudien lässt

sich die Hypothese formulieren, dass zwei Xsens DOT Sensoren ausreichend sein sollten. Aus der Nutzung von zwei Sensoren resultiert wiederum ein kleineres Gestell, ein geringeres Gewicht sowie eine einfachere Handhabung. Zusätzlich werden die Kosten für die einmalige Anschaffung der Xsens DOT Sensoren reduziert und die Investition beträgt lediglich 264€ (Stand 26.09.2023, ein Sensor 132€). Außerdem sind die Kosten in Form von Verbrauchsmaterialien (Gipsmodelle und Schienen) ebenfalls als gering einzustufen. Dies trägt dazu bei, dass Folgestudien vereinfacht durchführbar sind und erhöht die Chance der Implementierung in den Praxisalltag (siehe 5.4, S. 72).

Der kabellose, einfache und kostengünstige Versuchsaufbau stellt einen entscheidenden Vorteil gegenüber den visuellen Systemen dar. Diese sind lediglich unter Laborbedingungen in separaten Räumen mit teuren Kameras durchführbar. Die Studie hingegen beweist die Nutzbarkeit der Inertialsensoren und unterstreicht die Hypothese, dass die Messungen nahezu überall erfolgen können. Aktuell müssen dafür noch Vorbereitungen in einem zahntechnischen Labor getroffen werden, welche jedoch durch eine minimale Optimierung zukünftig entfallen könnten.

Schlussendlich zeigt die Studie eine einfach durchzuführende Messung der Bewegungsmuster des Unterkiefers und stellte eine mögliche, objektivierbare Diagnosefindung dar. Dieser klinische Mehrwert durch die Bewegungsinformationen könnte die CMD-Therapie positiv beeinflussen und auch in weitere Themenfelder integriert werden (siehe 5.4, S. 74).

5.3.2 Aqualizer als Therapievarianz

Nach Beendigung der ersten Phase der Studie und dem Beweis der funktionellen Nutzung der Inertialsensoren, wurde die zweite Phase in Form einer Vergleichsstudie absolviert. Diese besteht, aufgrund der Pilotstudie, aus einer heterogenen Probandengruppe, welche eine große Altersspanne vorweist und Probanden beinhaltet, die teilweise CMD-auffällige und teilweise vollkommen unauffällige Unterkieferbewegungen vorweisen. Folglich ist eine fundierte Aussage über die Wirkung des Aqualizers nicht möglich. Jedoch kann die Hypothese formuliert werden, dass bei bestimmten Patienten deutliche, vom Aqualizer verursachte, Abweichungen erkennbar sind. Der Verdacht liegt vor,

dass spezielle CMD-Patienten auf die Nutzung eines Aqualizers positiv reagieren und dieser eine Therapievarianz darstellen kann (siehe 4.4.3, S. 50 ff).

Die aktuelle Studie bietet eine Grundlage für Folgestudien, in denen die Hypothese anhand einer größeren Fallzahl überprüft werden und der Aqualizer eventuell als fundierte Therapievarianz Einzug in die Zahnmedizin erhalten kann. Relevant wäre eine entsprechende Vorauswahl der Probanden, sodass verschiedene CMD-Probandengruppen vorliegen und die Wirkung des Aqualizers auf verschiedene Dysfunktionen erörtert werden kann. Sofern eine Korrelation zwischen Dysfunktion und Inertialsensormesswerten erkennbar wäre, könnte eine Quantifizierung durchgeführt werden, welche aus bestimmten Messergebnissen die Empfehlung einer Aqualizertherapie ableiten würde.

In Folge der Aqualizertherapie könnte die muskulär-entspannte Unterkieferposition in eine Aufbisschiene übertragen werden. Diese Übertragung könnte vollständig in Form eines digitalen Workflows erfolgen, indem virtuelle Modelle mit der Hilfe eines Intraoralscanners hergestellt werden und die Sensordaten vor und nach der Nutzung des Aqualizers mit den Modellen gekoppelt werden. Nach der erfolgreichen Kopplung könnte eine Schiene per CAD-Programm konstruiert und per 3D-Drucker hergestellt werden. Die einzelnen Komponenten bzw. Abläufe stehen heutzutage bereits zur Verfügung.

5.4 Ausblick - Zukunft des Sensorsystems Xsens DOT

Die Erörterung der Zukunft des Sensorsystems Xsens DOT ist schwierig, weil die Erstveröffentlichung des Systems erst im Januar 2020 stattfand und die Erfahrungen und Auswertungsmöglichkeiten noch gering sind. Zeitgleich wird die Technik der Inertialsensorik schon lange genutzt. Bereits 2002 beschrieb Greg Welch, dass Inertial-Sensoren von allen Erfassungstechnologien einer Wunderwaffe am nächsten zu kommen scheinen (Welch G. & Foxlin E., 2002, S. 26). Dies liegt an der geringen Größe und der gleichzeitig sehr genauen Bewegungserfassung (siehe 1.3.5, S. 11). Diese Aussage liegt über 20 Jahre zurück und dennoch konnte sich die Technik in der Zahnmedizin bisweilen nicht etablieren oder durchsetzen. Die Forschung und Registrierung mit visuellen Systemen ist in dieser Hinsicht viel weiter fortgeschritten und weist deutliche Erfolge vor. Mittels visueller Systeme lassen sich bereits jetzt Zahnprothesen mit einer klinisch akzeptablen Okklusalfäche von $\pm 0,1$ mm gestalten. Diese Systeme ermöglichen zugleich eine Echtzeitregistrierung sowie Simulation (siehe 1.3.4, S. 10).

Zur Kontrolle der Messgenauigkeit der Xsens DOT Sensoren sowie zur Kompensation der aktuellen Schwächen wäre eine Kombination aus beiden Systemen denkbar und meines Erachtens auch förderlich. Diese Kombination wäre relativ leicht umsetzbar, indem die für visuelle Systeme benötigten Marker in Form der Inertialsensoren am Probanden verankert werden. Somit können die Bewegungen per Kamera registriert und mit den Messwerten der Inertialsensoren verglichen werden.

Für diese Nutzung, sowie die Implementierung des Xsens DOT Systems in den zahnmedizinischen Praxisalltag, müssen der Aufbau und die Umsetzung der Messungen schnell und einfach ermöglicht werden. Dafür wären zwei kleine Gestelle für jeweils einen Sensor notwendig. Um die intraorale Verankerung zu gewährleisten, könnten zukünftig Schienen ohne Alginat-Abdrucknahme und Gipsmodelle hergestellt werden. Eine Idee wäre die Verwendung von thermoplastischen Silikon, wie sie beispielsweise bereits heute als Mundschutz bei einigen Kampfsportarten eingesetzt werden. Dafür müsste eine laterale Vierkanthülse an der Rohform befestigt werden. Die Rohform müsste erhitzt und anschließend am Behandlungsstuhl in den Patientenmund eingebracht werden. Nach der Abkühlung würde der behandelnde Zahnarzt eine

patientenindividuelle Schiene erhalten, welche die Verbindung zu den Sensorgestellen per Steckverbindung ermöglichen würde. Eine derartige Erleichterung der Arbeitsschritte würde den Zeitfaktor und folglich die Kosten verringern. Außerdem würde sich die Implementierung in den Praxisalltag als erheblich einfacher gestalten.

Grund für die Implementierung des Sensorsystems sollte die objektive Analyse von Dysfunktionen sein. Diese Nutzung würde die benötigte Erfahrung des Zahnarztes reduzieren und könnte die Diagnosestellung sowie die Therapie einsteigerfreundlicher gestalten. Bisher basiert die CMD Diagnose und Therapie auf der Erfahrung des behandelnden Zahnarztes, seinen palpatorischen Fähigkeiten und seiner subjektiven Einschätzung der vom Patienten geschilderten Symptome. Alternativ besteht die Möglichkeit den JMA von Zebris zu nutzen. Dieser hat die ungefähre Größe eines handelsüblichen Gesichtsbogens und verfügt über optische Sensoren zur Bewegungserfassung. Insgesamt weist der JMA von Zebris ein Eigenwicht von 208 g (Tizian JMA Optic by zebris) vor und ist deutlich schwerer als ein Gestell mit den Inertialsensoren. Das in der Studie hergestellte Sensorgestell wiegt inklusive der Sensoren 72-75 g und würde bei Reduktion der Gestellgröße sowie der Sensoranzahl nur noch ein um circa 50 g reduziertes Gewicht von 22-25 g aufweisen. Folglich wäre der Einfluss auf die Unterkieferbewegungen geringer.

Ein weiterer, sehr relevanter Faktor ist die Anzahl der untersuchten Probanden und deren Auswertung. Eine objektivierbare Auswertung, Diagnoseerstellung und Therapieempfehlung ist lediglich mit einer entsprechend hohen Anzahl an analysierten Probanden mit vorliegender CMD möglich. Dementsprechend wäre das Ziel die Quantifizierung der Messergebnisse. Je mehr Daten über Probanden mit unterschiedlich stark ausgeprägten CMDs zur Verfügung stehen, desto genauer wird das Ergebnis der Inertialsensorenanalyse. Dies könnte so weit gehen, dass nach erfolgter Erfassung der Unterkieferbewegung mittels Xsens DOT ein Algorithmus die Analyse der Daten vornimmt und dem behandelnden Zahnarzt eine Diagnosegrundlage sowie eine Therapieempfehlung vorbereiten könnte, auf deren Basis der Zahnarzt nach patientenbezogener Individualisierung die Therapie ausführt.

Die letzte Zukunftsperspektive wäre der Transfer der Studienergebnisse in weitere Themengebiete, die sich mit der Bewegungsanalyse und Simulation der Unterkieferbewegungen befassen. Das erste Themengebiet stellt die prothetische Versorgung von Patienten dar, deren digitale Modellherstellung inklusive virtueller Konstruktion bereits heute möglich ist. Mit Hilfe der genauen Bewegungsdaten könnten, anhand einer Bewegungssimulation, Langzeitprovisorien oder Bisserrhöhungsschienen geplant werden, welche die optimale, patientenindividuelle Bisserrhöhung bereits vorweisen, bevor der Patient diese erprobt hat. Als weiteres Themengebiet bietet sich die Dysgnathiechirurgie an, deren Planung mithilfe von Kiefergelenksbewegungsdaten sicherer und bereits vorher simuliert werden könnte, um Gelenkfehlstellungen zu korrigieren oder sogar zu vermeiden.

6 Zusammenfassung

Die Studie lässt sich in drei Teilbereiche unterteilen.

Die erste Phase entspricht der Herstellung der Sensorgestelle, der intraoralen Verankerung und der Erprobung am ersten Probanden. Die Gestellherstellung begann mit einer Skizzierung der beiden extraoralen Gestelle. An dem Gestell für den Oberkiefer mussten ein Referenzsensor und an dem Gestell des Unterkiefers drei Sensoren befestigt werden. Der anschließend hergestellte Prototyp galt als Anschauungsmodell. Nach ausreichenden Überlegungen bezüglich der Materialwahl in puncto Form, Verwindungssteifigkeit und Biokompatibilität wurden die finalen Gestelle aus Vierkantstangen aus V2A Edelstahl gefertigt und mit eigens für diesen Zweck hergestellten, justierbaren Sensorhalterung aus PMMA versehen. Für den Fall der Schädigung einer Sensorhalterung wurde eine Duplizierform aus Silikon angefertigt. Für die intraorale Verankerung wurden aus zwei Alginatabformungen Gipsmodelle und auf deren Basen zwei PETG Schienen hergestellt. Nach der okklusalen Anpassung der Schienen wurden diese mit dem jeweiligen Sensorgestell zu einer funktionellen Einheit verbunden. Die ersten Messdaten wurden an einem Probanden erfasst und anschließend per Matlab analysiert. Die anfänglich angedachten maßstabsgetreuen Sensorspuren konnten nicht erreicht werden. Stattdessen konnte unter Einsatz von Kardanwinkeln die weitere Analyse der Bewegungen ermöglicht werden.

Die zweite Phase beinhaltet die finale Ausarbeitung des Versuchsaufbaus sowie die Durchführung der Probandenversuche. Infolge der ungeplanten Änderung der Messdatenauswertung konnten die erfassten Bewegungsinformationen anhand der Kardanwinkel analysiert werden. Diese Analysemöglichkeit ließ eine Vergleichsstudie entstehen. In der Vergleichsstudie wurden die Messwerte vor und nach der Nutzung eines Aqualizers untersucht, nachdem die These aufgestellt wurde, dass ein Unterschied zwischen der Mundöffnung nach dental-verschlüsselter und muskulär-entspannten Unterkieferhaltung vorliegt. Es wurden bei zehn Probanden jeweils vier Versuchsdurchläufe aufgezeichnet, zwei vor und zwei nach der Nutzung eines Aqualizers. Nach dem Abschluss der Probandenversuche wurden die gesamten Messdaten gesichtet, geordnet und analysiert.

Der dritte Teilbereich umfasst, neben der kritischen Beurteilung der Studie, die Analyse der erfassten Bewegungsdaten und deren Grundlage für weitere Studien. Die Planung und Erfassung von Bewegungsinformationen mithilfe der Inertialsensoren Xsens DOT konnte erfolgreich umgesetzt werden. Dies verlief aufgrund des Integrationsdriftes nicht, wie geplant, in Form von maßstabsgetreuen Sensorspuren sondern als Gradzahlen in Form von dreidimensional-registrierten Kardanwinkeln. Diese Kardanwinkel ermöglichten dennoch die Auswertung und Vergleichbarkeit der Unterkieferbewegungen der Probanden. In der Vergleichsstudie wurden die Mundöffnungsbewegungen vor und nach der Aqualizernutzung analysiert. Bei der Analyse waren besonders die Mundöffnungen auffällig, deren Gradzahl bei 50 % der Probanden über 5 % erhöht war (siehe 4.4.3, S. 50). Die erfassten lateralen Abweichungen konnten, aufgrund des unregelmäßigen Vorkommens, nicht eindeutig interpretiert werden. Des Weiteren war der Ermüdungseffekt zwischen den Durchläufen auffällig, welcher auf eine größere notwendige Pausenlänge hinweisen ließ. Insgesamt lässt die Vergleichsstudie keine fundierte Aussage zu, da die Probandenanzahl mit zehn Probanden gering ist und es sich um eine heterogene Probandengruppe handelt, bei der keine CMD spezifische Vorauswahl erfolgte. Trotzdem lassen die teilweise signifikanten Unterschiede die Hypothese zu, dass bei einzelnen Probanden eine Wirkung des Aqualizers vorhanden ist.

Sowohl die erfolgreiche Erprobung der Inertialsensoren Xsens DOT als auch die Aqualizer-Vergleichsstudie bieten eine gute Grundlage für weitere Folgestudien mit größeren und penibel vorausgewählten Probandengruppen, um fundierte, objektivbare Ergebnisse zu erhalten.

7 Literaturverzeichnis

- Breul R. (2011). Anatomie des Kiefergelenks als Teil des kranio-mandibulären Systems. *Deutsche Zeitschrift für Osteopathie*(2), 9–14.
- Edelhoff J. (2015). *Vergleichende Untersuchungen zur Unterkieferbewegung mittels Videosequenz- und 3D-Untraschallanalyse*. <https://ediss.uni-goettingen.de/bitstream/handle/11858/00-1735-0000-0023-961C-5/Vergleichende%20Untersuchungen%20zur%20Unterkieferbewegung%20mittels%20Videosequenz-%20und%203D-Untraschallanalyse.pdf?sequence=1>
- Ferromagnetismus - Magnetismus einfach erklärt!* (2021, 6. September). <https://learnattack.de/schuelerlexikon/physik/ferromagnetismus>
- Freesmeyer W. (2000). Was man vom Kiefergelenk des Menschen wissen sollte. *Manuelle Medizin*(38), 316–321.
- Freesmeyer W. (2001a). Was man vom Kiefergelenk des Menschen wissen sollte Teil II: Erkrankungen der Kiefergelenke (Arthropathien). *Manuelle Medizin*(39), 79–85. <https://doi.org/10.1007/s003370170055>
- Freesmeyer W. (2001b). Was man vom Kiefergelenk des Menschen wissen sollte Teil III: Erkrankungen der Kiefergelenke (Arthropathien). *Manuelle Medizin*(39), 126–132. <https://doi.org/10.1007/s003370170055>
- Furtado D., Pereira A., Andrade A., Junior D. & Silva M. (2013). A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras. *Biomed.Eng. Online*,(12), 1–17.
- Gesellschaft für Zahngesundheit, Funktion und Ästhetik. (2021, 1. April). *CMD Diagnostik: Klinische, instrumentelle Funktionsanalyse*. <https://www.gzfa.de/diagnostik-therapie/cmd-cranio-mandibulaere-dysfunktion/cmd-diagnostik/>
- Heise M. (2020). *Curriculum KFO*.
- Kalaykova, S., Naeije, M., Huddleston Slater, J. & Lobbezoo, F. (2006). Is condylar position a predictor for functional signs of TMJ hypermobility? *Journal of Oral Rehabilitation*(33), 349–355.
- Kurbad A. (2018). Three-dimensional registration of real jaw motion tracking data and its therapeutic consequences. *International journal of computerized dentistry*(21), 57–70. http://www.quintpub.com/userhome/ijcd/ijcd_21_1_kurbad_p57.pdf
- Kuwahara T., Miyauchi S. & Maruyama T. (1990). Characteristics of condylar movements during mastication in stomatognathic dysfunction. *Int J Prosthodont*(3), 555–566.
- Lin Z., Zecca M., Sessa S., Ishii H. & Takanishi A. (2010). Development of an Ultra-Miniaturized Inertial Measurement Unit for Jaw Movement Analysis during Free Chewing. *Journal of Computer Science* 6(6), 896–903.
- Lucena C., Lacerda M., Caldas R., de Lima Neto F. & Rativa D. (2018). Mastication Evaluation With Unsupervised Learning: Using an Inertial Sensor-Based System. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*(6), 2100310. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2018.2797985>
- Madhavan S., Dhanraj M. & Jain A. (2018). Methods of recording mandibular movements- A review. *Drug Invention Today*(10), 1254–1259.
- Maki K., Inou N., Takanishi A. & Miller A. (2003). Modeling of structure, quality, and function in the orthodontic patient. *Orthodontics & craniofacial research*(6), 52–58; discussion 179-182.
- Mazzetto M., Anacleto M., Rodrigues C., Bragança R., Paiva G. & Valencise Magri L. (2017). Comparison of mandibular movements in TMD by means of a 3D ultrasonic system and digital caliper rule. *Cranio : the journal of*

- craniomandibular practice*(35), 46–51.
<https://doi.org/10.1080/08869634.2016.1149928>
- Partynia. (2019). *Posselt-Diagramm – Wikipedia*. <https://de.wikipedia.org/wiki/Posselt-Diagramm#/media/Datei:Grenzbewegungen.png>
- Sadat-Khonsari R., Fenske C., Kahl-Nieke B., Kirsch I. & Jüde H. (2003). Mandibular Instantaneous Centers of Rotation in Patients With and Without Temporomandibular Dysfunction. *Journal of Orofacial Orthopedics*(4), 256–264.
<https://sci-hub.se/https://link.springer.com/article/10.1007/s00056-003-0204-z>
- Santler G., Kartcher H. & Ruda C. (1998). Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*(26), 11–16.
- Santos I. (2005). *Desenvolvimento de um sistema protótipo para a aquisição e análise do movimento mandibular*. <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/11059/2/Texto%20integral.pdf>
- Santos I., Tavares J., Mendes J. & Paulo M. (2009). Acquisition and analysis of 3D mandibular movement using a device based on electromagnetic sensors and a neural network. *Journal of medical engineering & technology*(33), 437–441.
<https://doi.org/10.1080/09593980902886354>
- Seeling S. & Prütz F. (2018). Inanspruchnahme kieferorthopädischer Behandlung durch Kinder und Jugendliche in Deutschland – Querschnittergebnisse aus KiGGS Welle 2 und Trends. *Journal of Health Monitoring*(3), 78–85.
<https://doi.org/10.17886/RKI-GBE-2018-094>
- Tian S., Dai N., Cheng X., Li L., Sun Y. & Cui H. (2019). Relative trajectory-driven virtual dynamic occlusal adjustment for dental restorations. *Med. Biol. Eng. Comput.*,(57), 59–70. <https://sci-hub.se/https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29967936/>
- Tian S., Dai N., Li L., Li W., Sun Y. & Cheng X. (2020). Three-dimensional mandibular motion trajectory-tracking system based on BP neural network. *Mathematical biosciences and engineering : MBE*(17), 5709–5726.
<https://doi.org/10.3934/mbe.2020307>
- Tizian *JMA Optic by zebris*. <https://dentaldialogue.de/dig-gesichtsbogen/tizian-jma-optic-by-zebris/>
- Universitätsklinikum Heidelberg. (2021, 1. April). *Kiefergelenkserkrankungen und Craniomandibuläre Dysfunktion*. <https://www.klinikum.uni-heidelberg.de/erkrankungen/kiefergelenkserkrankungen-und-craniomandibulaere-dysfunktion-201273>
- Vasconceles J., Menezes A., Freitas D., Manzi F., Boscolo F. & Almeida S. (2007). Condylar and disk position and signs and symptoms of temporomandibular disorders in stress-free subjects. *Journal of the American Dental Association*(138), 1251–1255.
- Welch G. & Foxlin E. (2002). Motion tracking: No silver bullet, but a respectable arsenal. *IEEE Comput. Graph. Appl.*(22), 24–38. https://sci-hub.se/https://www.researchgate.net/publication/3209051_Motion_Tracking_No_Silver_Bullet_but_a_Respectable_Arsenal
- Wübbenhorst K. (2018, 15. Februar). *Definition Pilot-Studie*.
- Xsens DOT User Manual. Xsens DOT User Manual.
<https://www.xsens.com/hubfs/Downloads/Manuals/Xsens%20DOT%20User%20Manual.pdf?hsCtaTracking=ba3917b0-c02b-4b83-9dd0-fcc0d06d0d13%7Ca200d741-4f23-4e67-9041-048d7a27de39>
- Yuan F., Sui H., Li Z., Yang H., Lü P., Wang Y. & Sun Y. (2015). A Method of Three-Dimensional Recording of Mandibular Movement Based on Two-Dimensional Image Feature Extraction. *PloS one*(10), e0137507.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0137507>

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ein zusätzlicher Parameter zur Festlegung der Gelenkposition.....	1
Abbildung 2: Kiefergelenkskompression durch einen Stützzonenverlust (Freesmeyer W., 2001b).....	4
Abbildung 3: Kiefergelenkdistraction durch einen Hyperkontakt (Freesmeyer W., 2001b).....	4
Abbildung 4: Retrale Zwangsführung des Unterkiefers durch einen zu frühen Kontakt mit einer Protrusionsfacette (Freesmeyer W., 2001b).....	5
Abbildung 5: Xsens DOT Sensor (Xsens DOT User Manual, S. 7)	12
Abbildung 6: Prozessaufbau XsensDOT (Xsens DOT User Manual, S. 13)	12
Abbildung 7: Erster Halterungstyp Zweiter Halterungstyp.....	17
Abbildung 8: Abdrücke und Gipsmodelle als Basis für die Sensorhalterungen	18
Abbildung 9: Sensorhalterungen und die Duplizierungsformen.....	19
Abbildung 10: Handgebogenes Oberkiefer- und Unterkiefergestell.....	20
Abbildung 11: Erstellung Gipsmodell	21
Abbildung 12: Tiefziehgerät mit Tiefziehfolie und Gipsmodell	21
Abbildung 13: Tiefgezogene Folien Final-ausgearbeitete Schienen.....	22
Abbildung 14: Justierung der Gestelle Fixierte Gestelle nach dem Ausgießen.....	22
Abbildung 15: Final-ausgearbeitete Gestelle samt Halterungen und Sensoren	23
Abbildung 16: Sensordaten des Ferromagnetismus-Tests	25
Abbildung 17: Der verwendete Aqualizer Ultra mit einer Bisshöhe von 2 mm	28
Abbildung 18: Erkennbare 90° Rotation um die Z-Achse (Yaw) vor dem Heading Reset	31
Abbildung 19: Per Hand ausgeführte Bewegungen mit zwei parallel geführten Sensoren nach dem Heading Reset	32
Abbildung 20: Visualisierung des Integrationsdriftes anhand der Beschleunigungswerte des dritten Sensors, der vorne am Unterkiefer befestigt wurde.....	33
Abbildung 21: Darstellung des ungefähren Wunschverlaufes des Inzisalpunktes in Matlab	34
Abbildung 22: Der Posselt Keil als Visualisierung der Bewegung des Inzisalpunktes in der Sagittalebene (Partynia, 2019).....	35
Abbildung 23: Verzerrte Darstellung der Bewegung des Inzisalpunktes nach der Nutzung eines Filters.....	35
Abbildung 24: Das Flussdiagramm beschreibt die Entstehung der finalen Kardanwinkel $\alpha_3, \beta_3, \gamma_3$	37
Abbildung 25: Sensor-Koordinatensystem (S) (Xsens DOT User Manual, S. 19).....	38
Abbildung 26: Darstellung der Kardanwinkel des Unterkiefersensors im Koordinatensystem des Oberkiefersensors nach der Anwendung des Matlab-Skriptes	39
Abbildung 27: Grafische und analytische Prüfung auf die Normalverteilung.....	41
Abbildung 28: Der signifikante Unterschied zwischen dem einbezogenen und ignorierten ersten Messwert	42
Abbildung 29: Vergleich der Durchläufe 1 bis 4	43
Abbildung 30: Grafische und analytische Prüfung auf die Normalverteilung.....	44
Abbildung 31: Ergebnisse der durchgeführten t-Tests.....	44
Abbildung 32: Grafische Darstellung des Ermüdungseffektes.....	45
Abbildung 33: Relation zwischen dem Grad- und Millimeterwert der Probanden.....	46
Abbildung 34: Vergleich der erfassten Mundöffnungswinkel [°] von Sensor 4 und 5....	47
Abbildung 35: Grafischer und analytischer Nachweis der Normalverteilung	48

Abbildung 36: Vergleich der Mundöffnungswinkel aller Sensoren vom Unterkiefergestell	49
Abbildung 37: Deskriptive Statistik der gesamten Mundöffnungswerte.....	49
Abbildung 38: Vergleich der Mundöffnungswerte vor und nach der Nutzung des Aqualizers	50
Abbildung 39: Veränderung der Mundöffnungswerte vor und nach der Nutzung des Aqualizer	51
Abbildung 40: Prozentuale Abweichungen aller Probanden	51
Abbildung 41: Deskriptive Analyse der Abweichungen in der Transversalebene.....	53
Abbildung 42: Auffällige Abweichungen in der Transversalebene	53
Abbildung 43: Besonders auffällige Veränderung bei Proband 10.....	54
Abbildung 44: Auffällige Abweichungen in der Frontalebene.....	55
Abbildung 45: Besonders auffällige Veränderung bei Proband 10.....	56
Abbildung 46: Bewegungsmuster von Proband 3 und 8.....	57
Abbildung 47: Bewegungsmuster von Proband 9.....	58
Abbildung 48: Ausschnitte aus dem 1. Durchlauf der Sensoren 3, 4 und 5	63

Danksagung

Zu Beginn möchte ich mich bei Priv.-Doz. Dr.-Ing. Dr. rer. medic. Jörg Eschweiler bedanken, dass mir diese Dissertation in dem Lehr- und Forschungsgebiet Experimentelle Orthopädie und Unfallchirurgie ermöglicht worden ist. Ich bin sehr dankbar für die aufschlussreichen Diskussionen sowie die nette Kommunikation, während den unterschiedlichen Phasen der Dissertation. Des Weiteren bedanke ich mich für die stets hilfreiche und sehr gute Betreuung bei jeglichen Themen und Problematiken, die im Zusammenhang mit dem Studiendesign, der Durchführung, der Datenauswertung und deren Interpretation entstanden. Diese tollen Rahmenbedingungen steigerten die Motivation enorm, sodass ich die Studie konsequent vorantreiben und absolvieren konnte.

Als nächstes möchte ich mich bei Max Mischer bedanken, mit dessen Hilfe die Auswertbarkeit der Rohdaten erst möglich wurde. Ich bedanke mich für die vielen Calls, produktiven Gespräche und guten Lösungsansätze.

Vielen Dank an Dr. rer. medic. Hannah Lena Siebers für die Hilfestellung und die Informationen zu den statistischen Grundlagen sowie die Bereitstellung ihrer Statistikvorlesung.

Ein sehr großer Dank gilt Dr. med. dent. Armin Reinartz, der seine Praxis und sein Praxislabor zur Verfügung stellte und damit den Versuchsaufbau und die Durchführung erst ermöglichte.

Ich spreche Phil Gessenich meinen Dank für die Hilfe bei den Schweißarbeiten der beiden Gestelle aus.

Zum Abschluss möchte ich noch meinen Freunden danken, die als Probanden für die Studien aushelfen mussten sowie meiner Frau, Esther Molls, und meiner Familie, die immer an meiner Seite standen und mich in jeglichen Höhen und Tiefen unterstützt haben.

Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten bei mir, **Christoph Molls [Merzenicher Straße 5, 52351 Düren]**, hinterlegt sind.

Unterschrift Christoph Molls

Eidesstattliche Erklärung gemäß § 5 Abs. (1) und § 11 Abs. (3) 12. der Promotionsordnung

Hiermit erkläre ich, **Christoph Molls** an Eides statt, dass ich folgende in der von mir selbstständig erstellten Dissertation „**Die Akquise von kinematischen Informationen des Unterkiefers und Kiefergelenks mittels eines Inertial-Sensor-Systems**“ dargestellten Ergebnisse erhoben habe:

Bei der Durchführung der Arbeit hatte ich folgende Hilfestellungen, die in der Danksagung angegeben sind:

	Christoph Molls	PD Dr. Dr. Jörg Eschweiler	Max Mischer	Summe (%)
Studienüberwachung	80	20	0	100
Studiendesign/Konzeption	60	40	0	100
Untersuchung der Probanden	100	0	0	100
Datenauswertung	90	0	10	100
Durchführung der Studie	100	0	0	100
Statistische Auswertung	80	20	0	100
Bereitstellung von Materialien	70	30	0	100
Interpretation der Datenauswertung	80	20	0	100
Verfassen der Monographie	100	0	0	100

Unterschrift Christoph Molls

Als Betreuer der obigen Dissertation bestätige ich die Angaben von Christoph Molls

Unterschrift Priv.-Doz. Dr.-Ing. Dr. rer. medic. Jörg Eschweiler