

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Westdeutsche Kieferklinik
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktorin: Univ.-Prof. Dr. P. Gierthmühlen

Klinische Studie zur Wirkung okklusaler Interferenzen auf die elektromyografische Aktivität der Kaumuskulatur

Effekte diagonal positionierter Interferenzen
unter Verwendung einer 0,8 mm dicken Polykarbonatfolie

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Luzie Anna Winkler
2017

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan

Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter

Prof. Dr. Alfons Hugger

Zweitgutachter

Prof. Dr. Frank Schwarz

Diese Arbeit ist meiner Mutter gewidmet.

I. Zusammenfassung

Die vorliegende Studie untersuchte die Wirkung von diagonal positionierten okklusalen Veränderungen auf die elektromyografische Aktivität des Musculus masseter und des Musculus temporalis anterior. Primär sollte ermittelt werden, ob Unterschiede der Muskelaktivitäten zwischen den unterschiedlichen okklusalen Veränderungen und verschiedenen Aufbissintensitäten zu verzeichnen waren. Zudem konnte durch eine repetitive Untersuchung unter konstanten Versuchsbedingungen die Reliabilität der Messungen überprüft werden.

Die Muskelaktivitäten beider Kaumuskeln wurden bilateral mittels Oberflächen-Elektromyografie abgeleitet. Bei 21 funktionsgesunden Personen wurden 0,8 mm starke okklusale Veränderungen auf die Zähne des Unterkiefers reversibel aufgebracht, um eine Veränderung der Okklusion zu simulieren. So ergaben sich 15 unterschiedliche Okklusionsveränderungen durch diagonale Kombinationen der zweiten und ersten Molaren, zweiten und ersten Prämolaren, der Eckzähne und der Frontzähne. Die Probanden wurden in einer sich wiederholenden Untersuchung dazu aufgefordert, unter visuellem Feedback mit 10% und 35% ihrer maximalen voluntären Kontraktion aufzubeißen.

Die Wirkung wurde durch Berechnungen der Aktivitätsverhältnisse der Kaumuskeln untersucht und statistisch mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholungen ausgewertet. Eine Untersuchung der Reliabilität erfolgte durch die Erhebung des Intra-Klassenkorrelationskoeffizienten. Zudem wurden die Differenzen der mittleren Muskelaktivität beider Untersuchungen muskelbezogen für jede Aufbissposition gebildet.

Es konnten keine signifikanten Unterschiede der Aktivitätsverhältnisse der Kaumuskeln zwischen den unterschiedlichen Aufbisspositionen ermittelt werden. Der M. masseter zeigte nahezu konstante Aktivitätsverhältnisse, wohingegen der M. temporalis anterior größeren Schwankungen unterlag. Intra- und interindividuelle Unterschiede der Muskelaktivitäten bei den standardisiert ausgeführten okklusalen Provokationen mussten verzeichnet werden. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass beide Kaumuskeln individuellen Strategien folgen, um auf veränderte Situationen zu reagieren. Die stärkeren Schwankungen der Aktivität des M. temporalis deuten auf eine Rolle bei der Feinadaptation hin. Die konstanten Werte des M. masseter lassen eine kraft regulierende Interpretation zu. Beide Muskeln erzielten in der zweiten Untersuchung höhere Werte. Dieses Ergebnis lässt vermuten, dass ein Trainingseffekt in Form einer Steigerung der Muskelaktivität die adäquate Reaktion auf die bevorstehende Provokation darstellte.

II. Abstract

The aim of this study was to examine the effect of diagonally positioned occlusal alteration on electromyographic activity of the masseter and anterior temporal muscles. First, we analyzed the influence of various occlusal alterations and clenching intensity on muscle activity. Second, we examined the reliability of repeated measurements under constant test conditions.

Muscle activity of both jaw muscles was measured bilaterally using surface electromyography. In 21 functionally healthy individuals, we reversibly applied a heightening of 0.8 mm on the teeth of the lower jaw to mimic occlusal changes. This resulted in 15 different occlusal changings by diagonal combination of the second and first molar, second and first premolar, canines and incisors. Probandes were asked in repetitive studies to bite on with 10 and 35% of their maximal voluntary contraction using visual feedback.

We assessed the activity ratio of the jaw muscles. To detect statistically significant differences we used the two-way analysis of variance. The intraclass correlation coefficient was used to test reliability. Moreover, we separately assessed the difference of the mean muscle activity of both studies for each muscle and clenching position.

We could not detect statistically significant differences in activity ratios of the jaw muscles between various clenching positions. The masseter muscle showed continuous results, whereas the results of the anterior temporal muscle tended to have a broader variation. However, we could detect statistically significant inter- and intraindividual differences of muscle activity after standardized occlusal alterations. These results suggest that both jaw muscles follow individual strategies to respond to changed situations. Broader variations in activity of the anterior temporal muscle might indicate its function in fine tuning. The continuous results of the masseter muscle can be interpreted as an indicator of regulative muscular strength. It is noteworthy that both muscles had higher values in repetitive studies. We hypothesize a training effect leading to a higher muscle activity as the adequate response to an imminent provocation.

III. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
ANOVA	Analysis of Variance/Varianzanalyse
ant.	anterior
bit	Binary Digit
cm	Zentimeter
CMD	Kraniomandibuläre Dysfunktion
CMRR	<i>common mode rejection ratio</i>
db	Dezibel
E	Eckzahn
EMG	Elektromyografie
F	Frontzahn
Hz	Hertz
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i> /Intraklassenkorrelationskoeffizient
M., Mm.	Musculus/Muskel, Musculi/Muskeln
M1	erster Molar
M2	zweiter Molar
mm	Millimeter
m/s	Meter pro Sekunde
mV	Millivolt
MVC	<i>Maximal Voluntary Contraction</i> /maximale voluntäre Kontraktion
N.	Nervus/Nerv
N	Newton
P1	erster Prämolare
P2	zweiter Prämolare
RDC/TMD	<i>Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders</i>
kΩ	Kilohm
μm	Mikrometer
μV	Mikrovolt
%	Prozent

IV. Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Zähne und Parodontium	1
1.2	Okklusion	2
1.3	Kiefergelenk	3
1.4	Kaumuskulatur	5
1.5	Oberflächen-Elektromyografie	8
2	Ziel der Arbeit	11
3	Probanden, Materialien und Methoden	12
3.1	Probanden und verwendete Materialien/Geräte	12
3.2	Datenerhebung	14
3.3	Datenverarbeitung	17
3.4	Statistische Auswertung	17
4	Ergebnisse	19
4.1	Maximal diagonale Aufbisspositionen	20
4.2	Vergleich beider Hauptuntersuchungen	23
4.3	Reliabilität der Oberflächen-Elektromyografie	33
4.3.1	Intraklassenkorrelationskoeffizient	33
4.3.2	Aktivitätsunterschiede der Muskulatur	35
4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	41
5	Diskussion	43
5.1	Probanden, verwendete Materialien und Methoden	43
5.1.1	Probanden	43
5.1.2	Okklusale Interferenzen	45
5.1.3	Visuelles Feedback	46
5.2	Aufbisskraft und Aufbissintensität	47
5.3	Einfluss okklusaler Interferenzen auf die Muskelaktivität	49
5.4	Messverfahren	52
5.4.1	Normalisierungsverfahren	52
5.4.2	Reliabilität der Oberflächen-Elektromyografie	53
6	Schlussfolgerungen	55
7	Literatur- und Quellenverzeichnis	56

1 Einleitung

1.1 Zähne und Parodontium

Das Gebiss eines erwachsenen Menschen setzt sich aus acht Schneidezähnen (Inzisivi), vier Eckzähnen (Canini), acht Prämolaren und zwölf Molaren zusammen. Diese lassen sich in zwei Gruppen untergliedern, die Front- und die Seitenzähne. Zu den Frontzähnen werden die Schneide- und Eckzähne gezählt. Sie sind schaufel- bis meißelförmig, dienen der Zerteilung der Nahrung in kaubare Portionen, sind ein Bezugspunkt der dynamischen Kieferbewegungen und bilden einen wichtigen Bestandteil der Phonetik. Die Prämolaren und Molaren bilden die Gruppe der Seitenzähne. Sie weisen ein Höcker-Fissuren-Relief auf und zermahlen die Nahrung zu einem schluckbaren Speisebrei. Die tiefste Stelle der Grube wird als Fissur bezeichnet. Die Prämolaren haben zwei und die Molaren vier bis fünf Höcker. Die Höcker der Seitenzähne werden in tragend und nicht-tragend unterschieden. Der tragende Höcker greift im Schlussbiss in die zentrale Grube des antagonistischen Zahnes. Sie stehen immer näher am Zentrum des Zahnes und leiten somit die Kaukraft in Richtung der Zahnachse weiter. Der nicht-tragende Höcker greift im Oberkiefer bukkal und im Unterkiefer lingual am antagonistischen Zahn vorbei. Er dient dazu, die Wange bzw. die Zunge abzuhalten.

Die Zähne sind viskoelastisch über den Zahnhalteapparat (Parodont) mit dem Knochenfach (Alveole) verbunden. Zum Parodont gehört das Zahnfleisch (Gingiva), das Wurzelzement, das Desmodont und der Alveolarfortsatz. Das Desmodont setzt sich aus Kollagenfasern, Blutgefäßen und Nervenendigungen zusammen. Es ist im koronalen und apikalen Anteil breiter als in der Mitte und hypertrophiert bei funktioneller Belastung (Hellwig et al., 2010). Somit können die aufkommenden Kaukräfte optimal an den Alveolarknochen weitergegeben werden, ohne die Zahnhartsubstanzen zu schädigen.

Die Innervation des parodontalen Spaltes erfolgt über Äste des N. trigeminus. Unterschiedlich spezialisierte Nervenendigungen leiten detaillierte Informationen über die Richtung und Intensität der einwirkenden Kraft an das Gehirn weiter (Trulsson und Johansson, 1994; Trulsson und Johansson, 1996). Abhängig von der Qualität des Reizes, werden die Informationen in unterschiedlichen Ganglien verarbeitet. Somatosensible Informationen wie Schmerz, Druck und Berührung gelangen ins Ganglion trigeminale. Propriozeptive Informationen werden dem Nucleus mesencephalicus zugeführt, somit ist er Bestandteil von unbewussten Reflexbögen (Hellwig et al., 2010). Eine Anpassung an sich ändernde Bedingungen findet so fortlaufend durch einen peripheren Input statt (Türker, 2002). Zentrale Stellen einer Regulation der Kaumuskelatur sind im motorischen Kortex lokalisiert, hier und in subkortikalen Regionen sind vorprogrammierte Bewegungsabläufe gespeichert. Zudem finden sich zentrale Mustergeneratoren im Hirnstamm, welche die basale rhythmische Aktivität überwachen (Lund, 1991).

Zur Aufnahme der Reize dienen im parodontalen Spalt spezialisierte Rezeptoren. Diese nehmen Änderungen der Lage mit einer Genauigkeit von 15 bis 30 µm auf (Meyer und Eichner, 1987) und geben sie an afferente Neuronen weiter. Die radikuläre Verteilung dieser Rezeptoren wird in der Literatur nicht einheitlich interpretiert. Histologische Untersuchungen von Byers und Holland (Byers und Holland, 1977) und eine Studie von Ness (1954) lassen vermuten, dass freie Nervenendigungen vorwiegend im apikalen Anteil der Wurzel vorkommen. Die Ergebnisse von Edel und Wills (Edel und Wills, 1975) unterstützen diesen Befund. Sie konnten keine Änderung der Sensibilitätsschwelle bei einem 60%igen Abbau des Alveolarknochens im Bereich der Inzisivi feststellen. Dies spricht ebenfalls für eine apikale Lokalisierung, da der horizontale Knochenabbau von koronal nach apikal verläuft. Im Gegensatz dazu beschrieben Johansson, Svensson und Trulsson (Johansson et al., 2006) eine erhöhte Kaukraft bei Vorliegen einer chronischen Parodontitis. Unabhängig von der Lokalisierung wird den parodontalen Rezeptoren eine entscheidende Bedeutung bei unmittelbaren Adaptationsvorgängen zugeschrieben. Es werden direkte Verbindungen innerhalb des Nucleus mesencephalicus zwischen parodontalen Mechanorezeptoren und den Zellkörpern der mastikatorischen Muskelspindeln vermutet (Baker und Llinas, 1972; Türker, 2002). Zudem konnten Untersuchungen direkte Afferenzen vom N. alveolaris inferior in das Zerebellum ermitteln, welche vermutlich die Grundlage für eine Adaptation der Muskelspindeln bilden (Taylor und Elias, 1984). Derartige Verbindungen sind für eine verkürzte Reaktionszeit entscheidend und Ausdruck für die Relevanz der Adaptation der Kaumuskulatur durch eine Beteiligung des Zahnhalteapparates.

1.2 Okklusion

Spricht man von der Okklusion, so ist im Allgemeinen „jeder Kontakt zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers“ (Ahlers et al., 2005) gemeint. Darüber hinaus ist eine Differenzierung in eine statische und dynamische Okklusion möglich. „Zahnkontakte ohne Bewegung des Unterkiefers in Interkuspidation“ (Ahlers et al., 2005) beschreiben die statische Okklusion. Bei der dynamischen Okklusion handelt es sich um „Zahnkontakte, die in Folge einer Bewegung des Unterkiefers entstehen“ (Ahlers et al., 2005). In der Okklusion kommt es zu einem Zusammenspiel aller Komponenten des stomatognathen Systems. Zu diesem gehört jede am Kauakt beteiligte Struktur. Im ungestörten Kausystem greifen die Zähne im Schlussbiss entsprechend der okklusalen Gestaltung ineinander. Alle exzentrischen Bewegungen sollten störungsfrei erfolgen. Eine fortwährende Adaptation erfolgt durch parodontale Rezeptoren, Muskel- und Gelenkrezeptoren (Lund, 1991; Hugger et al., 2006).

Die antagonistischen Zähne stehen nur für wenige Minuten pro Tag miteinander in Kontakt. Vorwiegend befindet sich der Unterkiefer bei entspannter Muskulatur in einer Ruheschwebelage. In dieser Position haben die Zähne einen Abstand von 2 bis 3 mm zueinander. In der habituellen, gewohnheitsmäßig eingenommenen Okklusion wird im

idealen Fall eine maximalen Interkuspidation erreicht. Damit ist ein gleichmäßiger Viel-punktkontakt der Zähne des Ober- und Unterkiefers gemeint. Diese ausgewogene Verzahnung wird in der protrusiven, retralen oder lateralen Okklusion aufgehoben.

Mit dem Begriff der Bisslage wird die Verzahnung des Oberkiefers und des Unterkiefers beschrieben. Bei einer regelrechten Bezahnung und einer neutralen Bisslage greift die Oberkiefer-Eckzahnspitze in den Zwischenraum (Approximalraum) des unteren Eckzahnes und Prämolaren. Die mesio-bukkale Höckerspitze des ersten oberen Molaren greift in die Querrissur des ersten Unterkiefer-Molaren. Bei einer regelrechten Verzahnung hat jeder Seitenzahn zwei Antagonisten. Als Ausnahme, mit lediglich einem Antagonisten, ist der zweite obere Molar zu nennen. Die beim Kauen einwirkenden Kräfte können so gleichmäßig verteilt werden, die okklusale Stabilität des Zahnbogens wird erhöht. Abweichungen von der Neutralbisslage kommen in mesialer oder distaler Richtung vor. Eine Mesialbisslage beschreibt eine Verlagerung der Zähne vor, eine Distalbisslage hinter diese beschriebenen Linien. Zudem kommen weitere Abweichungen in transversaler Richtung vor. Bei einem Kopfbiss stoßen die Inzisalkanten bzw. die Höcker der Antagonisten aufeinander. Bei einem Kreuzbiss greift im Schlussbiss der bukkale Höcker des Oberkieferzahnes in die zentrale Grube seines Antagonisten. Non-Okklusionen sind dadurch gekennzeichnet, dass die Antagonisten nicht in Kontakt kommen.

Welchen Stellenwert die Okklusion für das stomatognathe System hat, wird seit der Mitte des vergangenen Jahrhunderts kontrovers diskutiert. Bereits 1967 wurde in diesem Zusammenhang die elektromyografische Aktivität der Kaumuskulatur untersucht (Schaerer et al., 1967). Zu dieser Zeit gingen die Autoren davon aus, dass Okklusionsformen existieren, welche die Entstehung funktioneller Störungen wie der kranio-mandibulären Dysfunktion (CMD) entscheidend begünstigen können (Riolo et al., 1987). Aktuelle Studien gehen nicht mehr von einem kausalen Zusammenhang zwischen Abweichungen der idealen Okklusion und CMD aus (Helm und Petersen, 1989; Egermark-Eriksson et al., 1990; Manfredini et al., 2017).

1.3 Kiefergelenk

Die *Articulatio temporomandibularis* verbindet das *Os temporale* mit der *Mandibula*. Dabei greift der Gelenkkopf (*Caput* bzw. *Kondylus mandibulae*) in die Gelenkpfanne (*Fossa articularis* des *Os temporale*, *pars squamosa*), welche nach anterior von einem Höcker begrenzt ist (*Tuberculum articulare*). Die beidseitigen Kiefergelenke sind die einzigen Gelenke im menschlichen Körper, die durch eine Verbindung in Form der *Mandibula* eine gemeinsame Funktionseinheit bilden (Hugger, 2000). Zwischen Gelenkkopf und Gelenkpfanne befindet sich der *Discus articularis*, der den Gelenkraum in einen *discotemporalen* (oberen) und einen *diskomandibulären* bzw. *diskokondylären* (unteren) Raum untergliedert. Der *Discus articularis* weist eine bikonkave Form auf und wird

den Faserknorpeln zugeordnet (Moll und Moll, 2006). Wie alle Faserknorpel ist auch der Discus articularis gefäß- und nervenfrei. Die Ernährung erfolgt aus der Synovialflüssigkeit und der bilaminären Zone. Durch die dreidimensionale Anordnung der Fasern übernimmt der Discus eine Pufferfunktion. Im medialen und lateralen Anteil ist dieser über Fasern mit dem Kondylus und der Capsula articularis verbunden. Die bilaminäre Zone verbindet den Knorpel mit der Schädelbasis und dem Kondylus. Unterteilen kann man diese Zone in zwei funktionell und anatomisch unterschiedliche Anteile. Der obere Anteil wird aus elastischem Bindegewebe gebildet, welches durch einen horizontalen Faserverlauf gekennzeichnet ist. Bei einer anterioren Bewegung sorgt dieser Anteil dafür, dass der Discus hinter dem Kondylus zurückbleibt. Die Rückstellkräfte führen dazu, dass dieser bei der Rückbewegung in seine Ausgangslage zurückgleitet. Lockeres Bindegewebe mit einem vertikalen Faserverlauf und einem ausgeprägten Venenplexus wird im unteren Anteil vorgefunden. Dieser Plexus wird bei anteriorer Bewegung des Kondylus mit Blut gefüllt. Eine Zunahme der Spannung findet erst bei maximaler Mundöffnung statt und wirkt somit begrenzend auf die Bewegung. Bei Rückbewegung wird die Flüssigkeit durch den Druck des Kondylus aus dem Plexus ausgepresst.

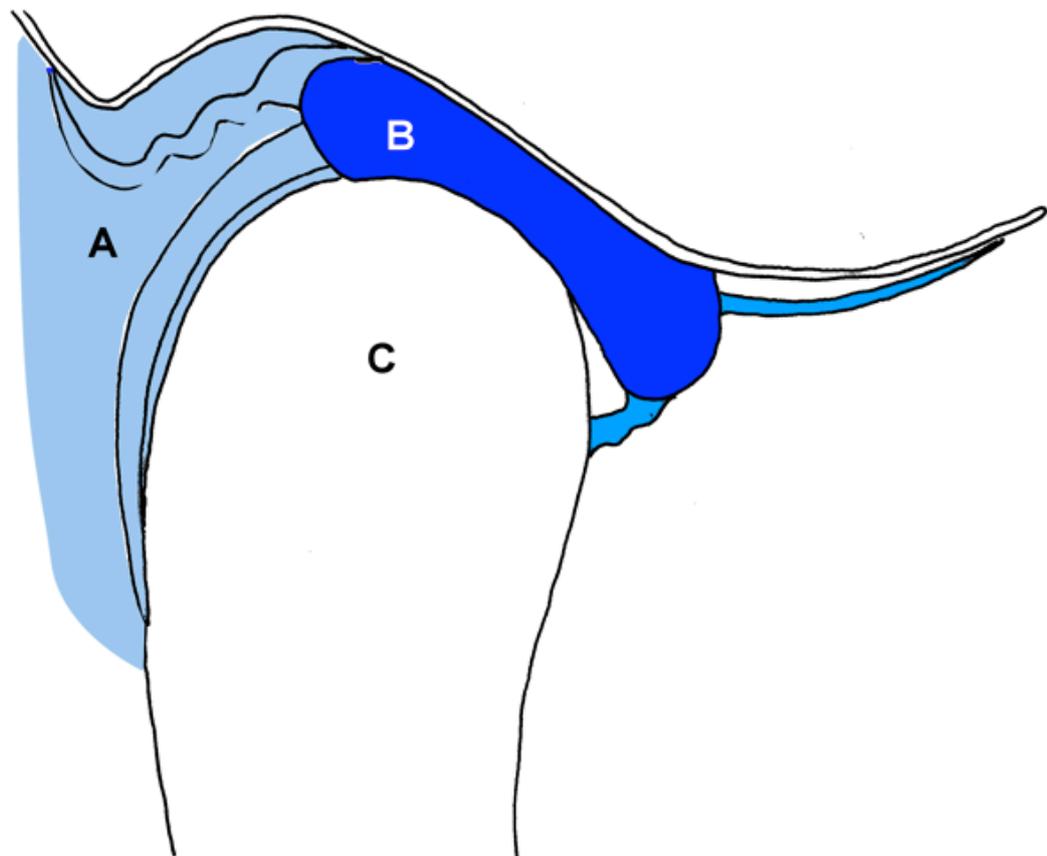


Abb. 1: **Kiefergelenk.** A: bilaminäre Zone, B: Discus articularis, C: Kondylus

Eine bindegewebige, relativ schlaife Gelenkkapsel umschließt das Kiefergelenk. Sie ist mit der Schädelbasis, dem Collum mandibulae und dem Discus verwachsen und wird seitlich durch das Ligamentum laterale unterstützt. Die Blutzufuhr erfolgt durch die A. auricularis profunda. Eine Innervation findet über Äste des N. auriculotemporalis, N. temporalis profundus und des N. massetericus statt. Außerdem weist die Gelenkkapsel Golgi-Rezeptoren auf, die auf Änderungen des Spannungsniveaus reagieren. Nozizeptoren nehmen Überbelastungen der Gewebe wahr und modulieren die Muskelfunktion. Die außerordentliche Beweglichkeit des Kiefergelenkes wird durch die angrenzenden Strukturen limitiert. Dazu gehören Gelenkkapsel, Bandapparat, Muskulatur und die Zahnreihen. Die so entstehenden Grenzbewegungen werden durch das nach Posselt benannte Diagramm beschrieben (1952). Für eine ungestörte Bewegungsabfolge müssen die okklusalen Verhältnisse mit den durch die Kiefergelenke vorgegebenen Bewegungsbahnen harmonisieren (Posselt, 1968).

Die Mundöffnung kann in zwei Hauptbewegungen untergliedert werden. Eine Rotations- bzw. Scharnierachsenbewegung und eine Translations- bzw. Gleitbewegung. Beide Bewegungen sind meistens miteinander kombiniert. Die Translationsbewegung findet dabei im kranialen, diskotemporalen und die Rotationsbewegung im diskokondylären Raum statt (Freesmeyer, 1987). In der ersten Phase der Mundöffnung, bis zu einem Winkel von ca. 15°, überwiegt die Rotationsbewegung innerhalb der Fossa mandibularis. Ab einer Mundöffnung über 15° wird der Caput mandibulae nach ventral auf das Tuberculum articulare gezogen, die Translationsbewegung überwiegt in dieser Phase (Schünke et al., 2009).

1.4 Kaumuskulatur

Die Kaumuskulatur zeichnet sich durch einen komplexen und im menschlichen Körper einzigartigen anatomischen Aufbau aus. Sie dient hauptsächlich der Bewegung des Unterkiefers. Dabei werden Kräfte auf die Zähne, den Halteapparat und das Kiefergelenk übertragen. Im funktionsgestörten Kausystem wird ihr ein zentraler Stellenwert zugesprochen. Eine hyperaktive Muskulatur kann die Zahnhartsubstanz, die Parodontien und die Kiefergelenke belasten (Graber, 1989). Zudem beeinflusst sie die skelettale Formgebung und das Wachstum (Hannam und McMillan, 1994).

Die Bewegung der Mandibel wird durch sieben paarige Muskeln ermöglicht. Untergliedern kann man diese nach ihrer Hauptfunktion. Die größten und kräftigsten Muskeln heben den Unterkiefer bis zum durch die Zahnreihen festgelegten Schlussbiss an. Dazu gehört der M. temporalis, M. masseter und der M. pterygoideus medialis. Der M. temporalis ist der flächenmäßig größte kieferschließende Muskel und reagiert besonders sensibel auf okklusale Interferenzen (Ramfjord und Ash, 1992). Dem gegenüber gestellt werden die antagonistisch wirkenden M. pterygoideus lateralis, M. digastri-

cus venter anterior, M. mylohyoideus und der M. geniohyoideus. Zusammen mit der Schwerkraft wirken diese kieferöffnend. Zu den weiteren Bewegungsrichtungen des Unterkiefers gehören die Rückschubbewegung (Retrusion), Seitenschubbewegung (Laterotrusion) und die Vorschubbewegung (Protrusion). Die Retrusion wird hauptsächlich durch den posterioren Anteil des M. temporalis ermöglicht. Eine entscheidende Bedeutung wird dem M. pterygoideus lateralis bei der Laterotrusion und Protrusion beigemessen. Die bei den möglichen Bewegungen entwickelten Muskelaktivitäten sind nicht konstant und werden von multiplen Einflüssen adjustiert. Wird der Kiefer zu einer Seite bewegt, sind sogar unterschiedliche Aktivitäten bei den homonymen Muskeln zu messen (Blanksma und Van Eijden, 1995). Zudem beeinflussen die antagonistischen dentalen Kontaktflächen bei der Laterotrusion die Muskelaktivität. Liegt während der Bewegung der Kontakt zwischen den antagonistischen Zähnen ausschließlich bei den Eckzähnen, werden höhere Aktivitäten gemessen, als bei einer gruppengeführten Bewegung (Manns et al., 1987). Die Aktivität der Kaumuskulatur variiert demnach nicht nur durch die jeweilige Anforderung der aufzubringenden Kraft, sondern auch durch die Richtung der Bewegung und die Form und Stellung der antagonistischen Zähne.

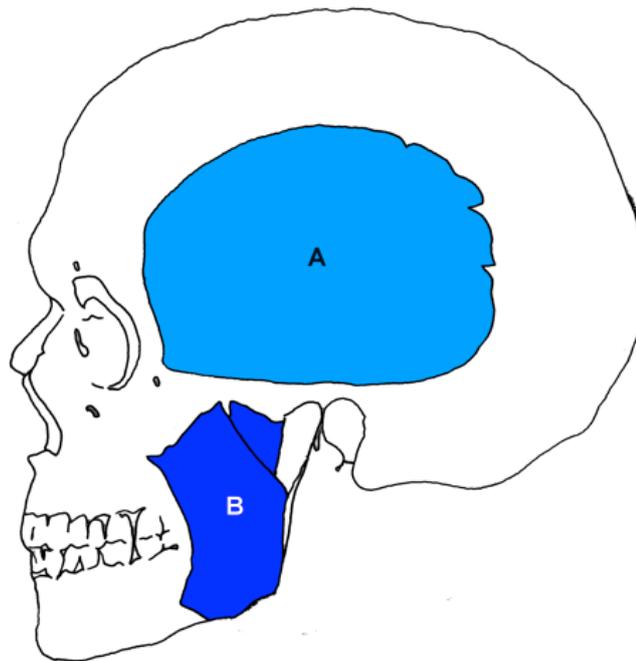


Abb. 2: **Kaumuskulatur.** A: Musculus temporalis, B: Musculus masseter

Die Kaumuskulatur gehört zu der quergestreiften Muskulatur. Wesentliche funktionelle, histochemische und mikromorphologische Unterschiede bestehen zu der ebenfalls quergestreiften Muskulatur des Rumpfes und der Extremitäten (Schindler und Türp, 2009). Durch eine Kombination von unterschiedlichen Myosin-Isoformen und einer heterogenen Aktivierbarkeit entsteht eine ausgeprägte feinmotorische Kapazität. Die Kaumuskulatur unterliegt einer komplexen motorischen Kontrolle, die in dieser Ausprägung nicht in der sonstigen quergestreiften Muskulatur vorzufinden ist (Lund et al.,

1983; Lund, 1991). Die Skelettmuskulatur der Extremitäten und des Rumpfes wird von Neuronen innerviert, die aus dem Rückenmark stammen. Die Zellkörper der Motoneurone, welche die Kaumuskulatur innervieren, sind im Hirnstamm lokalisiert. Die Verteilung der von einem Motoneuron innervierten Fasern (sog. motorische Einheit) ist in der Extremitätenmuskulatur mosaikartig ausgerichtet. In der Kaumuskulatur liegen die motorischen Einheiten in Faserbündeln vor (Eriksson und Thornell, 1983).

Ein Kaumuskel ist aus einer Vielzahl von Muskelfaserbündeln aufgebaut, die wiederum jeweils aus einer langgezogenen Muskelzelle mit mehreren randständigen Zellkernen bestehen. Eine Muskelzelle setzt sich aus zahlreichen Myofibrillen zusammen, die aus Sarkomeren bestehen. Im Sarkomer fügen sich dünne und dicke Myofilamente zum kontraktilem Apparat zusammen. Das Aktin bildet dabei den Hauptbestandteil der dünnen Myofilamente, die dicken Filamente bestehen im Wesentlichen aus Myosin. In der Kaumuskulatur wurden mindestens vier verschiedene Formen des Myosins nachgewiesen. Häufig sind mehrere Isoformen in nur einer Muskelfaser (Hybridfaser) aufzufinden (Stal et al., 1994; Korfage und Van Eijden, 1999; Korfage und Van Eijden, 2000). Grundsätzlich werden zwei Muskelfasertypen nach der Geschwindigkeit der Kontraktion beim Menschen unterschieden. Die Typ I Fasern, welche langsam kontrahieren, und die Typ II Fasern mit einer schnellen Kontraktionsfähigkeit. Histochemische Untersuchungen der myofibrillären Adenosintriphosphatase und der Menge des mitochondrialen Enzyms untergliedern die Muskelfasern in drei Gruppen. Typ I und Typ II mit einer zusätzlichen Unterscheidung in IIA, IIB, IIC und Typ IM, eine intermediäre Form. Die Formen IIC und IM stellen Mischfasern dar (Ringqvist, 1974; Eriksson und Thornell, 1983). Die langsamen Typ I Muskelfasern enthalten eine geringe Konzentration und die schnellen Typ II Muskelfasern eine hohe Konzentration der Adenosintriphosphatase. Die Fasern des Typs IM liegen zwischen beiden Konzentrationen.

Jede Zelle verfügt über eine Dehnbarkeit, die hauptsächlich von der extrazellulären Bindegewebsmatrix bestimmt wird. Bei passiver oder aktiver Kieferöffnung erhöht sich die Spannung und ruft Rückstellkräfte in der Muskulatur hervor (Miller, 1991; Peck et al., 2002). Der Durchmesser einer Muskelfaser der Kaumuskulatur ist mit 10 bis 50 μm geringer, als der der Skelettmuskulatur mit 10 bis 100 μm (Schindler und Türp, 2009). Die Fortleitungsgeschwindigkeit im M. masseter beträgt in etwa 12 m/s (Hugger et al., 2006). Über die motorische Endplatte erfolgt die neuronale Steuerung der Muskelfasern. Dabei innerviert ein Motoneuron immer mehrere Fasern. Diese Einheit, bestehend aus Motoneuron und den innervierten Muskelfasern, bezeichnet man, wie bereits oben erwähnt, als motorische Einheit. Je kleiner die Anzahl der Fasern ist, die von einem Motoneuron gesteuert werden, desto feiner ist die Adjustierung der Kraft. Im Vergleich zur Muskulatur der Extremitäten sind die Territorien der motorischen Untereinheiten in der Kaumuskulatur erheblich kleiner (Grünheid et al., 2009). Dadurch können je nach

Anforderung sehr gezielt Muskelareale aktiviert (Blanksma et al., 1997) und spezifische Kraftvektoren entwickelt werden. Unterstützt wird dies durch eine sensorische und zentrale Partitionierung (Windhorst et al., 1989). Durch lokale mechanosensorische Reize findet so eine örtlich begrenzte muskuläre Adaptation statt, während die zentrale Partitionierung die Motoneuronen eines Muskels in regional begrenzte Untergruppen unterteilt. Durch die so ermöglichte differenzierte Aktivierbarkeit der Untereinheiten zu sog. *task groups* gelingt es eine enorme Variabilität von Kraftvektoren zu generieren, wie dies für die anspruchsvolle mastikatorische Aufgabe unerlässlich ist. Diese komplexe Funktionalität der Kaumuskulatur wird durch weitreichende Anpassungsstrategien unterstützt. Liegt z.B. dauerhaft eine erhöhte Muskelbelastung vor, so nimmt die Muskelmasse und damit auch der Muskelquerschnitt zu. Dieser Vorgang wird als Muskelhypertrophie bezeichnet. Bei reduzierter Beanspruchung kehrt sich dieser Prozess um, der Muskel atrophiert. Ist eine Reduzierung des Energieverbrauches notwendig, können einzelne Muskelfasern ihren Fasertyp ändern (Grünheid et al., 2009). Diese Mechanismen liefern eine Erklärung für längerfristige Adaptationen der Muskulatur. Darüber hinaus sorgen eine Reihe von reflektorischen Mechanismen für den Schutz vor spontanen Überlastungen, wie etwa von Kidokoro und Mitarbeiter (Kidokoro et al., 1968) für Reflexbögen der kieferöffnenden und -schließenden Muskulatur beschrieben. Die Autoren vermuteten, dass ausgehend vom N. alveolaris inferior ein polysynaptischer Reflexbogen initialisiert wird, welcher die Motoneuronen des M. digastricus aktiviert und über einen monosynaptischen Reflexbogen den M. masseter inhibiert. Ein mechanischer Reiz wirkte demnach kieferöffnend; dies kann als ein Schutzreflex vor Substanzdefekten gewertet werden.

1.5 Oberflächen-Elektromyografie

Die Oberflächen-Elektromyografie (EMG) bietet eine nichtinvasive Möglichkeit die elektrische Aktivität der Kaumuskulatur zu registrieren und aufzuzeichnen. Eine Beurteilung der neuromuskulären Innervation wird durch ein direkt proportionales Verhältnis zwischen der gemessenen elektrischen Aktivität und der Anzahl der innervierten Muskelfasern ermöglicht (Hugger et al., 2008).

Das Wissen über die Vorgänge an einer semipermeablen Membran im Zuge einer Erregungsausbreitung ist eine Grundvoraussetzung für das Verständnis der EMG. Die semipermeable Muskelfasermembran ist selektiv durchlässig für bestimmte Ionen. Dazu sind in der Membran Ionenkanäle lokalisiert, die einen gerichteten Strom in oder aus der Zelle ermöglichen. Außerdem können kleine Ionen in geringer Anzahl auch direkt durch die Membran diffundieren. Es entsteht ein Ruhepotential, welches in der Muskelzelle bei -80 bis -90 mV im nichtkontrahierten Zustand liegt. Das negative Potential wird unter Energieverbrauch durch Ionenpumpen aufrechterhalten. Breitet sich ein elektrischer Impuls, ein Aktionspotential, über das Axon des innervierenden Neu-

rons auf die motorische Endplatte aus, kann sich über Botenstoffe die Erregung auf die Muskelfaser übertragen. Hier führt sie zu einer Depolarisierung des Membranpotentials, das Innere der Zelle wird somit positiv. Das Aktionspotential pflanzt sich auf der gesamten Muskelfaser in beide Richtungen fort. Beendet wird die Depolarisierung durch einen Ausstrom des Natriums aus der Zelle; das Zellinnere wird zunehmend negativ bis das Ausgangspotential erreicht ist. Dieser Vorgang wird als Repolarisierung bezeichnet. Die so entstandene Potentialänderung dient als Signalquelle für die elektromyografische Messung. Gefolgt wird die Repolarisierung von einer nicht erregbaren Phase, der Hyperpolarisierung. Einzelne Aktionspotentiale können nicht gemessen werden; erst in der Summe von mehreren Muskelfasern sind die elektrischen Ströme groß genug. Die Spannungsintensitäten liegen zwischen 10 μ V und 100 mV (Meyer-Waarden, 1985). Zur Steigerung der elektrischen Ströme kommen zwei Mechanismen in Betracht. Die Rekrutierung beschreibt eine vermehrte Aktivierung von motorischen Einheiten, die Frequenzmodulation eine veränderte Erregungsrate, also mehr Aktionspotentiale pro Zeiteinheit. Beide Instrumente modifizieren die Intensität der Muskelkontraktion und beeinflussen somit die Signalamplitude der EMG.

Grundsätzlich kann die Ableitung mono- (mit einer Elektrode) oder bipolar (mit zwei Elektroden) erfolgen (Freiwald et al., 2007). Bei der monopolen Ableitung wird mit Hilfe einer Ableitelektrode und einer Referenzelektrode eine Differenz gebildet. Die Ableitelektrode befindet sich in unmittelbarer Nähe zu der erregten Muskulatur, die Referenzelektrode außerhalb dieses Bereiches. Die monopolare Ableitung wird meistens herangezogen, um die elektrische Aktivität ganzer Muskelregionen abzuleiten. Im Bereich der Kaumuskulatur wird vor allem die bipolare Ableitung gewählt. Die bipolare Messung erfasst durch Differenzbildung Spannungsunterschiede zwischen zwei im Bereich der Erregungsausbreitung liegenden Elektroden und setzt diese in Bezug zu einer Referenzelektrode. Diese sollte in einem elektrisch inaktiven Bereich direkt oberhalb eines Knochens zu liegen kommen. Dazu eignet sich unter anderem der Processus mastoideus. Differenzverstärker verstärken das Nutzsignal unter Auskopplung von externen Störsignalen. Dies wird durch den Sachverhalt ermöglicht, dass die unerwünschten Störsignale zeitgleich beide aktiven Elektroden (mit Lichtgeschwindigkeit) erreichen und durch den Subtraktionsprozess eliminiert werden, während die mit endlicher Geschwindigkeit unter den bipolaren Elektroden vorbeiziehenden Aktionspotentiale durch die Differenzbildung davor geschützt sind.

Die Oberflächen-EMG fordert eine enge räumliche Lage zwischen Elektrode und Muskelbauch (Ferrario et al., 2000); somit sind nicht alle Kaumuskeln mit dieser Methode zu untersuchen. Fett, Bindegewebe und Haut verändern das elektrische Signal auf Grund einer unterschiedlichen Leitfähigkeit. Gut messbar sind der M. masseter pars superficialis und der M. temporalis pars anterior. Unterschiedliche Hautdicken führen

bei beiden Muskeln nicht zu veränderten Messergebnissen (van der Glas et al., 1996) und können somit als mögliche Variable im Vergleich vernachlässigt werden. Um die elektrische Aktivität tiefer gelegener Muskeln ableiten zu können, muss man sich der intramuskulären EMG bedienen. Dabei werden Nadel- oder Drahtelektroden direkt in den zu untersuchenden Muskelbauch eingebracht. Entscheidend ist hierbei der geringe Abstand zwischen den Elektroden. Im Vergleich zur Oberflächenelektrode erfasst die intramuskuläre Elektrode kleinere Anteile des aktiven Muskelgewebes.

In der zahnärztlichen Praxis werden am häufigsten selbstklebende bipolare Einmalelektroden verwendet. Sie sind mit einem Silberchloridhaltigen Gel beschichtet. Die Leitfläche hat für Messungen im Gesicht in der Regel einen Durchmesser von 1 cm und eine Interelektrodenabstand von 20 mm. Vor dem Aufkleben der Elektroden muss die Haut vorbereitet werden. Um den Hautwiderstand zu senken, sollte die Haut angeraut werden. Ein guter Verbund zwischen Elektrode und Haut wird durch eine Entfettung und gegebenenfalls durch eine Enthaarung ermöglicht. Das Anbringen parallel zum Muskelfaserverlauf ist wichtig, weil die Erregung sich bidirektional in genannter Richtung ausbreitet. Außerdem sollte der Muskelbauch palpirt werden, um die Elektrode zentral auf den zu untersuchenden Muskel kleben zu können. Die mimische Muskulatur liegt in direkter Nachbarschaft einzelner Kaumuskel, so dass bei falscher Positionierung Signale benachbarter Muskeln erfasst werden könnten.

Zusammenfassend ist die Oberflächen-EMG ein valides Instrument, um die Aktivität der Muskulatur zu bewerten. Eine hohe Vergleichbarkeit zwischen unterschiedlichen Messungen wird durch Kontinuität bei den verwendeten Materialien ermöglicht. Zudem müssen die Versuchsbedingungen konstant und ruhig sein. Auch dem identischen Platzieren der Elektrode auf der ausreichend vorbereiteten Haut kommt ein hoher Stellenwert zu.

2 Ziel der Arbeit

Nach wie vor wird der Einfluss der Okklusion und okklusaler Störfaktoren auf die Entstehung der CMD kontrovers diskutiert. Um dieser Fragestellung weiter nachzugehen, sind neben epidemiologischen Studien insbesondere auch grundlegende experimentelle Studien notwendig, um neuromuskuläre Reaktionen des Kauystems auf okklusale Interferenzen zu überprüfen.

Die vorliegende Studie untersuchte daher die Wirkung von okklusalen Veränderungen durch reversibel diagonal positionierte Interferenzen auf die elektromyografische Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior. Eine visuelle Feedback-Kontrolle sollte standardisierte Messungen bei submaximalen Aufbissintensitäten von 10% und 35% der maximalen voluntären Kontraktion (MVC) ermöglichen. Die zugrunde liegende Hypothese ist, dass unterschiedlich diagonal positionierte okklusale Interferenzen zu Veränderungen des Aktivitätsniveaus der Kaumuskulatur führen. Eine Wiederholung der Hauptuntersuchung sollte die Grundlage für eine Auswertung hinsichtlich der Reliabilität der elektromyografischen Messwerte liefern.

Die okklusalen Interferenzen in der vorliegenden Studie wiesen eine Schichtstärke von 0,8 mm auf und wurden diagonal positioniert. Im Zuge einer gemeinsamen klinischen Studie wurde die Auswirkung von 0,4 mm dicken und ebenfalls diagonal positionierten Interferenzen von Frau Kristina Nöh untersucht. Die einseitige und beidseitige Positionierung der okklusalen Interferenzen untersuchten Frau Mara Koch bei einer Schichtstärke von 0,8 mm und Frau Charlott Ostermann bei einer Schichtstärke von 0,4 mm.

3 Probanden, Materialien und Methoden

3.1 Probanden und verwendete Materialien/Geräte

Das Probandenkollektiv setzte sich aus 21 vollbezahnten, funktionsgesunden Personen (11 weiblich und 10 männlich) zwischen dem 20. und 40. Lebensjahr zusammen. Das mittlere Durchschnittsalter war 24,7 Jahre (Median 24,0 Jahre). Im Wesentlichen handelte es sich dabei um Studierende der Zahnmedizin im klinischen Studienabschnitt.

Anhand der *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (RDC/TMD) wurde das Fehlen einer CMD gesichert (Dworkin und LeResche, 1992). Nur gesunde Probanden wurden eingeschlossen, die keiner der RDC/TMD-Gruppen (Gruppe I: myogene Dysfunktionen, Gruppe II: Dyskusverlagerung, Gruppe III: Arthralgie, Osteoarthrose, Osteoarthritis) zugeordnet werden konnten. Hinzukommend wurde das Fehlen der in der folgenden Aufzählung aufgeführten Ausschlusskriterien mittels Fragebogen überprüft.

- Erkrankungen mit Beteiligung des Zentralnervensystems/peripheren Nervensystems
- Schwangerschaft
- Vorhandensein eines Herzschrittmachers oder eines Tiefenhirnstimulators
- Erkrankungen des rheumatischen Formkreises sowie Fibromyalgie
- Allergie auf Dentalkunststoffe
- Sedierende Eigenmedikation
- Vigilanzstörungen anderer Genese
- Drogen-, Medikamenten-, Alkoholabusus
- Schwere psychische/psychiatrische Erkrankungen (wie endogene Depression, schizophrene Störungen, schwere Zwangs- bzw. Angstzustände)
- Alter unter 20 oder über 40 Jahre
- Fehlende Deutschkenntnisse
- Bei Männern: Vollbart
- Schmerzen dentogener oder parodontaler Ursache
- Kiefergelenkoperationen (in der Vergangenheit erfolgt oder zukünftig geplant)
- Behandlung mit Aufbissbehelfen oder andere Formen der Myoarthropathie Behandlung in den letzten 4 Wochen
- Aktuelle Hals/Nasen/Ohren-Erkrankungen, -Behandlungen (außer Tinnitus)
- Faziale oder zervikale Traumata in den letzten 4 Wochen
- Dauer-Aufbissschienträger
- Fehlende Vollbezahnung (festsitzender Zahnersatz wie Kronen und Brücken erlaubt)

Die Probanden wurden sowohl mündlich als auch schriftlich über die Durchführung und die Zielsetzung der Studie informiert, im Anschluss festgehalten durch eine unterschriebene Einverständniserklärung. Die schriftliche Probandeninformation wurde ausgehändigt. Der gesamten Studie liegt der Grundsatz der revidierten Deklaration von Helsinki zugrunde (Weltärztebund, 2013).

Ein Votum der Ethikkommission an der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf befürwortete die Durchführung der klinisch-experimentellen Studie an Probanden (Studiennummer 3935).

Mittels Alginatabformungen konnten Modelle der Unterkieferzahnreihe der Probanden aus Superhartgips angefertigt werden. Die reversiblen okklusalen Interferenzen wurden mithilfe einer Tiefziehfolie aus Polykarbonat hergestellt. Im Anschluss wurden die Tiefziehfolien zahnbezogen geschnitten, so dass für jeden Zahn eine separate Bisserrhöhung um 0,8 mm reversibel aufgebracht werden konnte.

Die elektromyografische Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior wurde mittels selbstklebenden, mit Silber/Silberchlorid beschichteten, bipolaren Einwegelektroden von 14 mm Durchmesser und einer Zwischenelektrodenabstand von 20 mm (Dual Electrodes, Fa. Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) erhoben. Die Haut im Bereich der Klebestelle wurde mit handelsüblichen Peelingpads und Alkohol angeraut und entfettet. Die männlichen Probanden wurden gebeten, sich vor der Messung im Bereich des M. masseter zu rasieren. Unter Aufbiss wurden die Muskelbäuche palpirt, sodass ein Aufkleben der Elektroden im Verlauf der Muskelfasern ermöglicht werden konnte. Um ein identisches Platzieren der Elektroden während aller Untersuchungen zu gewährleisten, wurden Schablonen mittels Klarsichtfolien gefertigt. Als Referenzlinie diente dazu eine auf eine Folie aufgezeichnete Linie, die die Oberkante des Tragus und das Ektokanthion miteinander verbunden hat. Die Außenkonturen der Elektroden wurden auf die Folie übertragen, somit wurde eine probandenbezogene Schablone angefertigt. Im Bereich des M. temporalis anterior wurde darauf geachtet, dass die Elektroden einen maximalen Abstand zum M. orbicularis oculi aufwiesen und gleichzeitig nicht auf dem Haaransatz zu liegen kamen.

Ermittelt wurden die EMG-Werte durch ein 4-Kanal-Oberflächen-Elektromyografiegerät EMG4 der Firma Zebris Medical (Version 10.5.542, Fa. Zebris Medical, Isny Germany). Ein Differentialverstärker steigerte die elektromyografischen Signale (Eingangsimpedanz: 146 k Ω , Eingangsruschen: 0,28 μ V pp, CMRR: 110 dB, Spannungsverstärkung: 1000, Bandweite: 7,5- 1000 Hz). Eine Umwandlung von analogen zu digitalen Signalen wurde mit einer Auflösung von 12 bit und einer Messfrequenz von 1000 Hz ermöglicht.

3.2 Datenerhebung

Jeder Proband nahm an drei Untersuchungen teil. An eine Voruntersuchung schlossen sich zwei Hauptuntersuchungen an. Zwischen beiden Hauptuntersuchungen wurde eine 14-tägige Pause angestrebt.

Im Rahmen der Voruntersuchung wurde die Eignung der Probanden ermittelt. Das Fehlen der Ausschlusskriterien wurde durch einen Fragebogen überprüft. Zahnmedizinische, elektromyografische und kinematische Untersuchungen mussten ohne pathologischen Befund vorliegen.

In den Hauptuntersuchungen wurden die Bissituationen der Probanden durch die aufgebrachten Polykarbonatfolien zahnbezogen im Unterkiefer verändert. Vor Beginn der Messungen wurde der tagesaktuelle MVC-Wert ermittelt, bezogen auf den rechten und linken M. masseter. Ausgehend von diesem Wert wurden die Probanden aufgefordert, bei leichtem Zahnkontakt 10% und bei festem Zahnkontakt 35% der MVC zu erreichen. Unterstützt wurde die Aufforderung visuell durch eine waagerechte Linie, die die jeweilig zu erreichende Aufbissintensität markierte. Die Probanden wurden gebeten, so stark auf die Polykarbonatfolien zu beißen, dass die jeweils eingeblendete, waagerechte Linie gerade überschritten wurde; die Aufbissintensität sollte für zwei Sekunden gehalten werden. Der beschriebene Ablauf wurde für 10% und 35% MVC dreimal wiederholt, zwischen jeder Wiederholung wurde kurz pausiert. Die Abfolge des leichten oder festen Zahnkontaktes wurde randomisiert für jeden Probanden festgelegt. Sowohl der rechte und linke M. masseter als auch der rechte und linke M. temporalis anterior wurden dabei aufgezeichnet. Nachdem in der jeweiligen Aufbissposition die zwei Aufbissintensitäten aufgezeichnet wurden, folgte eine Dekonditionierungsphase von zwei Minuten. Insgesamt wurden 27 verschiedene Aufbisspositionen konstruiert; davon waren 15 diagonal verändert. Die Referenzseite wurde zu Beginn der ersten Hauptuntersuchung randomisiert festgelegt. Die diagonalen Platzierungen können der nachstehenden Tabelle 1 und den Abbildungen 3-7 entnommen werden.

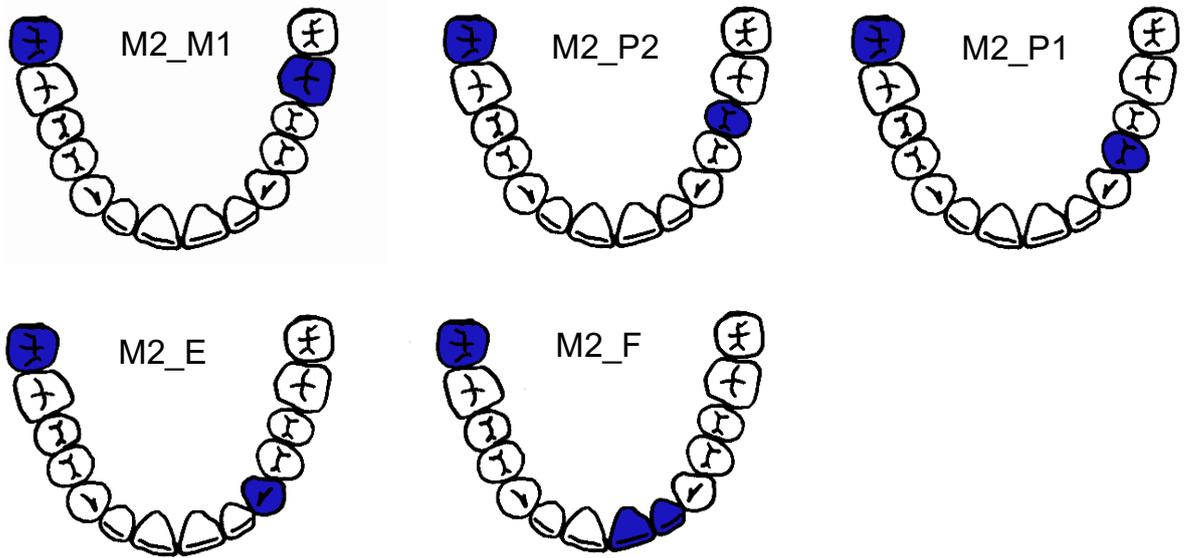


Abb. 3: Folienplatzierung, Referenzzahn zweiter Molar.

(M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Frontzahn)

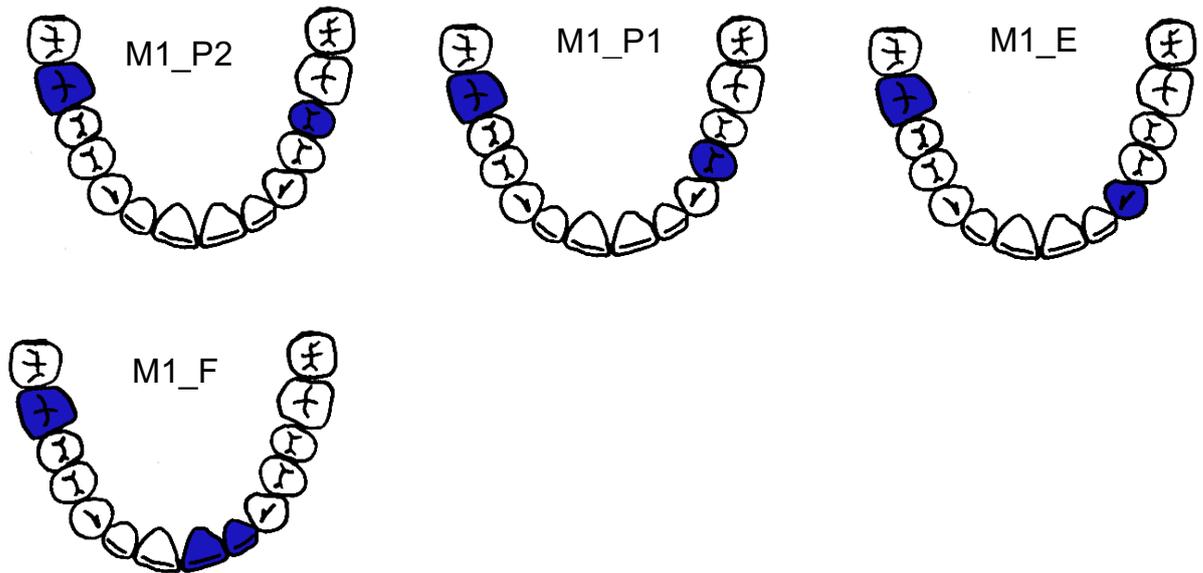


Abb. 4: Folienplatzierung, Referenzzahn erster Molar.

(M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Frontzahn)

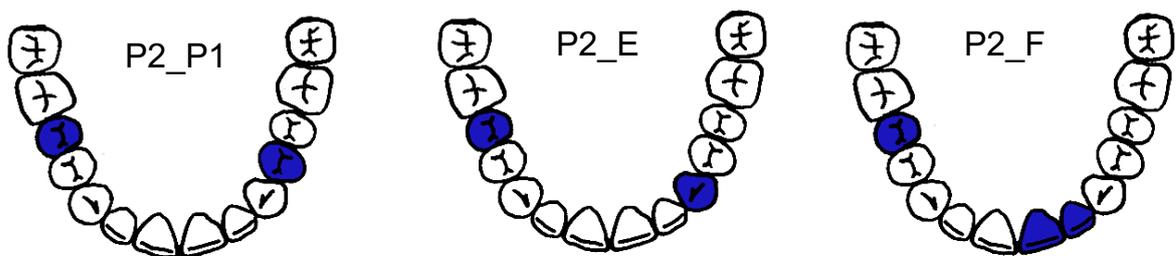


Abb. 5: Folienplatzierung, Referenzzahn zweiter Prämolare.

(P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Frontzahn)

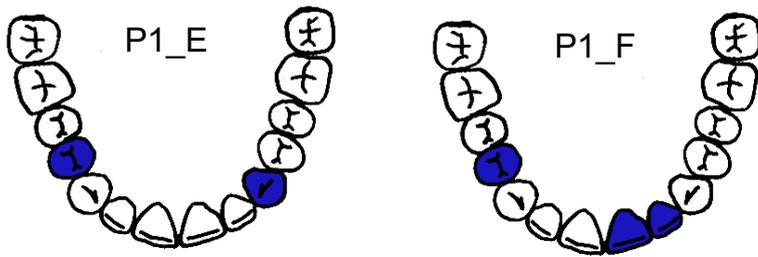


Abb. 6: Folienplatzierung, Referenz Zahn erster Prämolare.
(P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Frontzahn)

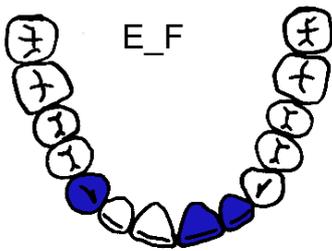


Abb. 7: Folienplatzierung, Referenz Zahn Eckzahn.
(E = Eckzahn, F = Frontzahn)

Diagonale Aufbissposition	Aufbiss auf der Referenzseite	Aufbiss auf der Gegenseite
M2_M1	M2	M1
M2_P2		P2
M2_P1		P1
M2_E		E
M2_F		F
M1_P2	M1	P2
M1_P1		P1
M1_E		E
M1_F		F
P2_P1	P2	P1
P2_E		E
P2_F		F
P1_E	P1	E
P1_F		F
E_F	E	F

Tabelle 1: Verteilung der diagonalen okklusalen Aufbissveränderungen.

(M2 = zweiter Molare, M1 = erster Molare, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Frontzahn)

3.3 Datenverarbeitung

Mithilfe des Programmes WinJaw (Version 10.6.85, Firma Zebris Medical, Isny/Allgäu) konnten die elektromyografisch erhobenen Messwerte analysiert werden. Das Programm stellte dazu die einzelne Muskelaktivität getrennt nach Seite (rechts und links) und Muskel (M. masseter und M. temporalis anterior) grafisch dar und erhob für alle Messungen über einen definierten Zeitraum von zwei Sekunden einen Mittelwert (in μV). Dabei ist anzumerken, dass für jede Aufbissposition und Aufbissintensität pro Hauptuntersuchung drei Werte der Muskelaktivität ermittelt wurden und es somit auch drei Mittelwerte gab. Die Einzelwerte sind bereits Mittelwerte aus dem zwei Sekunden andauernden Aufbiss. Die Werte konnten im Anschluss in Excel (Version 15.27, Microsoft Excel für Mac) eingefügt werden. Parameter, wie die Referenzseite, Aufbissverteilung (diagonal), Aufbissposition (M2, M1, P2, P1, E, F), das Alter und Geschlecht wurden außerdem in den Tabellen festgehalten. Um die verschiedenen Referenzseiten (rechts oder links) miteinander vergleichbar zu machen, wurden Quotienten gebildet. Dazu wurde die Muskelaktivität des M. masseter oder des M. temporalis anterior der Referenzseite durch die Muskelaktivität der Gegenseite dividiert.

3.4 Statistische Auswertung

Für die Auswertung wurden die Programme Sigmaplot und SPSS verwendet. Mit dem Programm Sigmaplot (Version 12.0, Systat Software, Inc., 2011) wurden die Ergebnisse im Sinne eines explorativen Ansatzes auf Normalverteilung und Gleichheit der Varianzen untersucht. Des Weiteren wurden zweifaktorielle Varianzanalysen (ANOVA) für das Aktivitätsverhältnis des M. masseter (M. masseter Referenzseite/M. masseter Gegenseite) und des M. temporalis anterior (M. temporalis Referenzseite/M. temporalis Gegenseite) erstellt. Eine Analyse befasste sich mit den Faktoren der Aufbissintensität (10 und 35% MVC) und der Aufbissverteilung (diagonal). Dabei wurden ausschließlich die maximal voneinander entfernten Aufbissposition berücksichtigt (M2-F; M1-F; P2-F; P1-F; E-F). Eine weitere Analyse befasste sich ebenfalls mit den Faktoren der Aufbissintensität und Aufbissverteilung, jedoch mit allen möglichen Verteilungen für jeden Zahn. Ein signifikanter Unterschied wurde dann festgestellt, wenn der p-Wert $< 0,05$ betrug.

Mit dem Programm SPSS (Version 22, SPSS Inc., Chicago, USA) wurde die Reliabilität der Messwerte untersucht. Das Aktivitätsverhältnis zwischen M. masseter und M. temporalis anterior wurde mithilfe des Intraklassenkorrelationskoeffizienten (ICC) berechnet. Dieser findet Verwendung, wenn eine Übereinstimmung von zwei Merkmalen in Richtung und im mittleren Niveau beider Merkmale beurteilt werden soll. Damit ist der ICC ein Zusammenhangsmaß und kann Werte zwischen -1 und +1 erreichen. Hohe Werte können nur dann erreicht werden, wenn beide Faktoren, also die Richtung und das mittlere Niveau übereinstimmen (Krentz, 2008). Besteht ein starker Zusammen-

hang zwischen den untersuchten Faktoren, so liegen die Werte bei 1. Tendieren die Werte gegen 0, so ist der Zusammenhang als gering einzuschätzen. Der Interpretation der Werte wurde die Klassifizierung nach Cohen (Rubin, 2009) zugrunde gelegt, wie Tabelle 2 zu entnehmen ist. Zusätzlich stellte der t-Test im explorativen Sinne bei verbundenen Stichproben signifikante Unterschiede der Muskelaktivitäten beider Hauptuntersuchungen dar.

ICC	Bewertung
< 0,2	geringe Reproduzierbarkeit
0,5 – 0,6	mittlere Reproduzierbarkeit
>0,8	hohe Reproduzierbarkeit

Tabelle 2: **Klassifizierung der Werte des Intraklassenkorrelationskoeffizienten (ICC) nach Cohen.** (Quelle: Rubin, 2009)

Die ermittelten Messwerte wurden grafisch durch Boxplots dargestellt. Diese werden herangezogen, wenn viele Messwerte komprimiert aufgezeigt werden sollen. Ein Boxplot übermittelt somit weniger Informationen, ermöglicht jedoch einen schnellen Vergleich von unterschiedlichen Messwerten. Der Kasten stellt 50% der zentralen Messwerte dar. Die untere Grenze wird durch das erste Quartil, die obere durch das dritte Quartil gebildet. Unterhalb des ersten Quartils liegen 25% und unterhalb des dritten Quartils 75% der erhobenen Messwerte. Dieser Bereich wird auch als Interquartilspanne bezeichnet und entspricht dem Kasten. Ein Querbalken im Kasten kennzeichnet den Median. Der Vorteil des Medians im Vergleich zu der Angabe eines Mittelwertes liegt darin, dass Ausreißer das Ergebnis deutlich weniger verändern. Alle Werte, die außerhalb des Kastens liegen, werden als Verlängerung (auch als whisker bezeichnet) dargestellt. Die Verlängerungen nach unten und oben werden durch horizontale Linien beendet, diese markieren den minimalen und maximalen Wert. Bereits durch die Darstellung des Boxplots ist abzuleiten, wie symmetrisch die Messwerte verteilt sind. Ausreißer, dazu gehören alle erfassten Werte, die mehr als 1,5 Boxlängen vom ersten oder dritten Quartil entfernt liegen, bewirken eine Asymmetrie des Boxplots. Beträgt der Abstand mehr als drei Boxlängen, spricht man von Extremwerten (Krummenauer et al., 2007). Ausreißer werden durch Punkte und Extremwerte durch Sternchen gekennzeichnet.

4 Ergebnisse

Für die folgenden Auswertungen wurden Quotienten der erhobenen elektromyografischen Werte gebildet, um beide Referenzseiten vergleichbar zu machen. Die Muskelaktivität der Referenzseite wurde durch die Muskelaktivität der Gegenseite dividiert. Die Referenzseite wurde randomisiert festgelegt.

Die in 4.1 aufgeführten Boxplots stellen den Zusammenhang zwischen den Quotienten der Muskelaktivität des M. masseter oder des M. temporalis anterior und den unterschiedlichen Aufbisspositionen und Aufbissintensitäten 10 und 35% MVC dar. Es werden nur die Aufbisspositionen aufgeführt, die eine Verteilung der okklusalen Interferenz mit einem maximalen Abstand zueinander aufweisen. Beide Hauptuntersuchungen werden nebeneinander dargestellt, um einen direkten Vergleich zu ermöglichen. Als Referenzzahn wird der Zahn einer Seite bezeichnet, welcher im Zuge einer Messung konstant mit einer okklusalen Interferenz belegt wurde, während die Interferenzen der Gegenseite zahnbezogen nach Untersuchungsprotokoll wechselten. Die Referenzseite wird in den Abbildungen als erste genannt (z.B. M2_F).

Die deskriptive Statistik befasst sich in Kapitel 4.2 mit den möglichen diagonalen Positionierungen der okklusalen Interferenzen und stellt diese ebenfalls in Boxplots dar. Ebenfalls wurde der Quotient der Muskelaktivität beider Kaumuskeln und die Aufbissintensität dargestellt. Beide Hauptuntersuchungen sind nebeneinander aufgeführt.

Die sich wiederholende Hauptuntersuchung (Retest-Methode) wird in Kapitel 4.3 dazu herangezogen, die Reliabilität der elektromyografischen Aktivität beider Kaumuskeln zu untersuchen. Es folgen tabellarische Aufführungen der Aktivitätsunterschiede bei der Hauptuntersuchungen, des M. masseter und M. temporalis anterior.

4.1 Maximal diagonale Aufbisspositionen

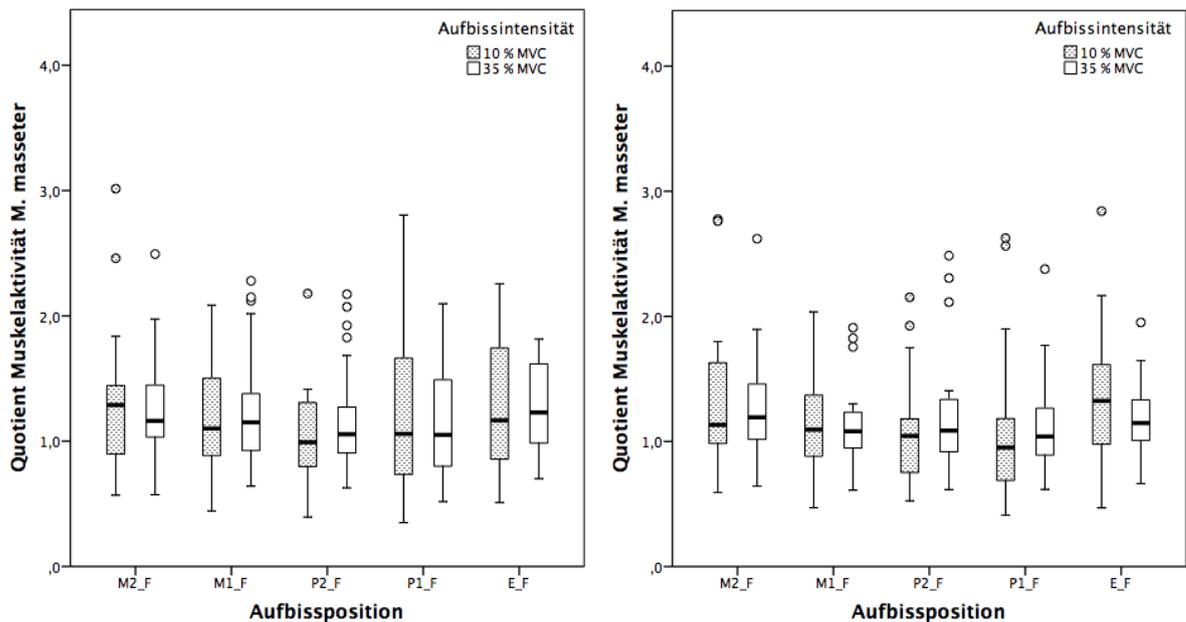


Abb. 8a (links) erste Hauptuntersuchung und 8b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der maximal diagonalen Aufbisspositionen bezogen auf die Muskelaktivität des M. masseter.**

(M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 8a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. masseter mit maximal voneinander positionierten Aufbissveränderungen für jeden Referenzzahn in der ersten Hauptuntersuchung aufgeführt. Die Medianwerte des Quotienten schwanken zwischen 1 und 1,5. Die Interquartilsabstände sind bei 10% MVC größer als bei 35% MVC. Die Streuung ist in der Aufbissposition P1_F bei 10% MVC besonders deutlich ausgeprägt.

In der zweiten Hauptuntersuchung (Abb. 8b), liegen die Medianwerte um den Quotienten von 1. Die Interquartilsabstände sind bei 10% MVC größer als bei 35% MVC mit der Ausnahme der Aufbissposition P2_F, wo sie nahezu gleich groß sind. Die Streuung nimmt mit sinkender Kraft zu.

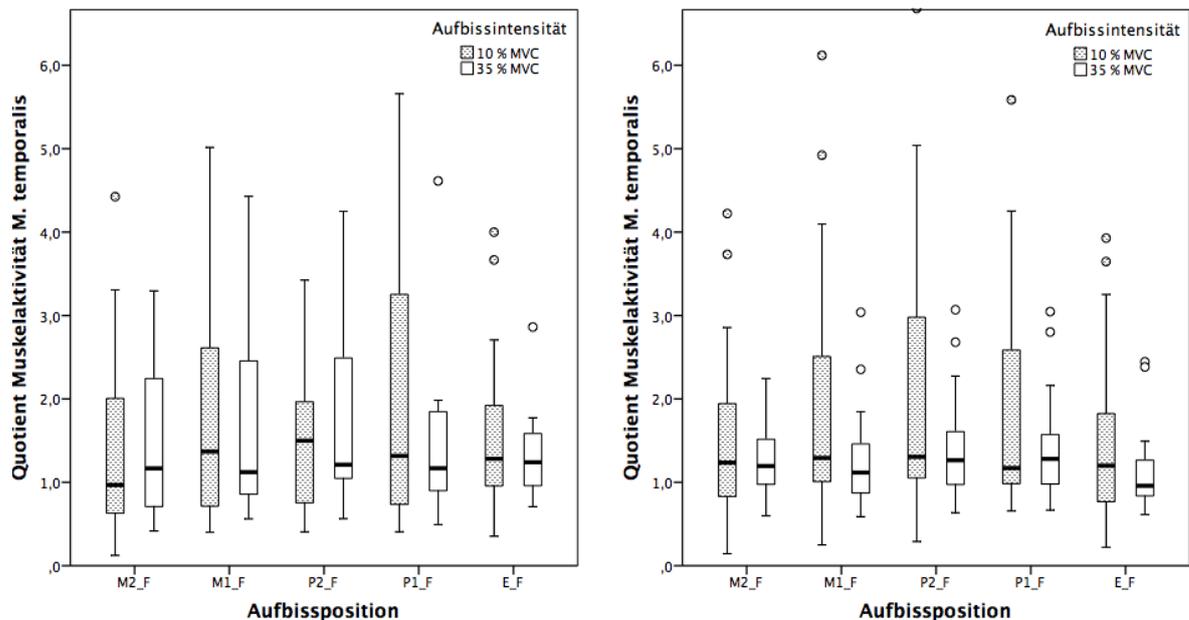


Abb. 9a (links) erste Hauptuntersuchung und 9b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der maximal diagonalen Aufbisspositionen bezogen auf die Muskelaktivität des M. temporalis anterior.** (M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = maximum voluntary contraction)

In Abbildung 9a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior mit maximal voneinander positionierten Aufbissveränderungen in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt. Die Medianwerte liegen oberhalb eines Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Interquartilsabstände von 10 und 35% MVC sind nahezu gleich ausgeprägt, mit einer Ausnahme in der Aufbissposition P1_F. Die Skalierung der y-Achse musste aufgrund der ausgeprägten Streuung angepasst werden.

In der zweiten Hauptuntersuchung (Abb. 9b) liegen die Mediane leicht oberhalb eines Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Interquartilsabstände von 10% MVC sind größer als die von 35% MVC. Die Streuung fällt insgesamt im Vergleich zum M. masseter größer aus. Die Skalierung der y-Achse musste aufgrund der ausgeprägten Streuung angepasst werden.

M. masseter und M. temporalis anterior im Vergleich

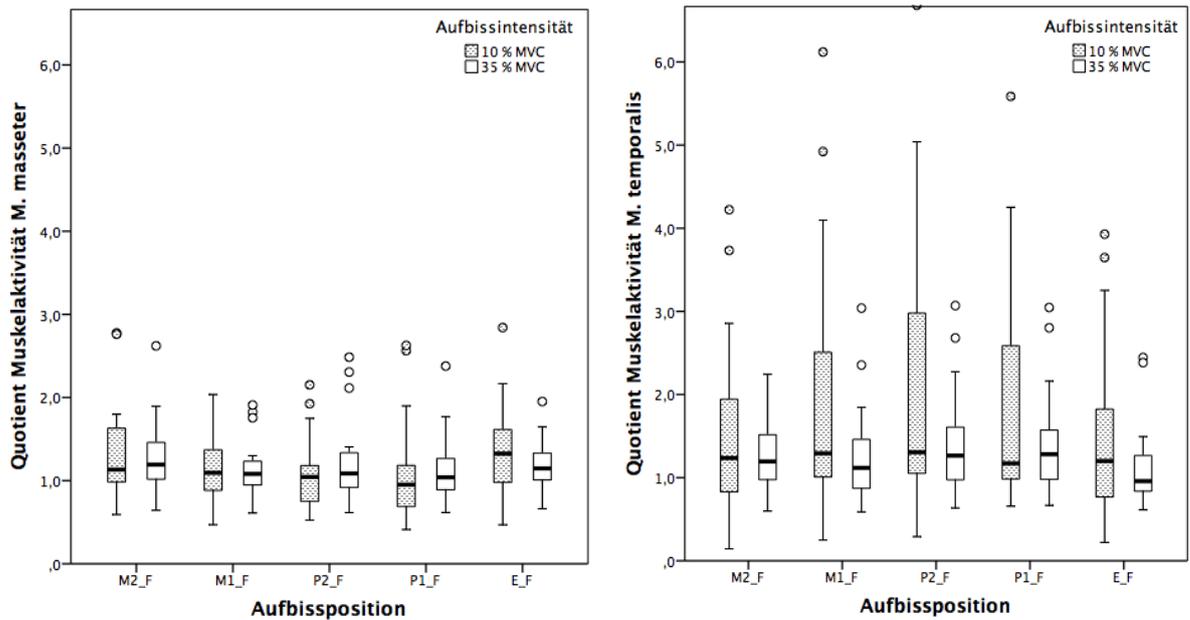


Abb. 10a (links) zweite Hauptuntersuchung M. masseter und 10b (rechts) zweite Hauptuntersuchung M. temporalis anterior: **Boxplot der Quotienten der maximal diagonalen Aufbisspositionen bezogen auf die Muskelaktivitäten.** (M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 10a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. masseter mit maximal voneinander positionierten Aufbissveränderungen für jeden Referenzzahn in der zweiten Hauptuntersuchung aufgeführt. Abbildung 10b stellt die vergleichbare Untersuchung mit den Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior dar. Die Medianwerte liegen bei beiden Muskeln knapp oberhalb eines Quotienten von 1. Ein deutlicher Unterschied zwischen beiden Kaumuskeln liegt dahingegen bei der Streuung vor. Diese ist beim M. temporalis anterior bei niedrigen Aufbissintensitäten deutlich stärker ausgeprägt. Besonders deutlich fällt dies in der Aufbissposition P2_F aus. Werden die Streuungen bei 35% MVC verglichen, ist dieser Unterschied nicht zu verzeichnen. Die Skalierungen der y-Achsen mussten aufgrund der ausgeprägten Streuung der Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior angepasst werden.

4.2 Vergleich beider Hauptuntersuchungen

Okklusale Interferenzen mit dem Referenzzahn: zweiter Molar

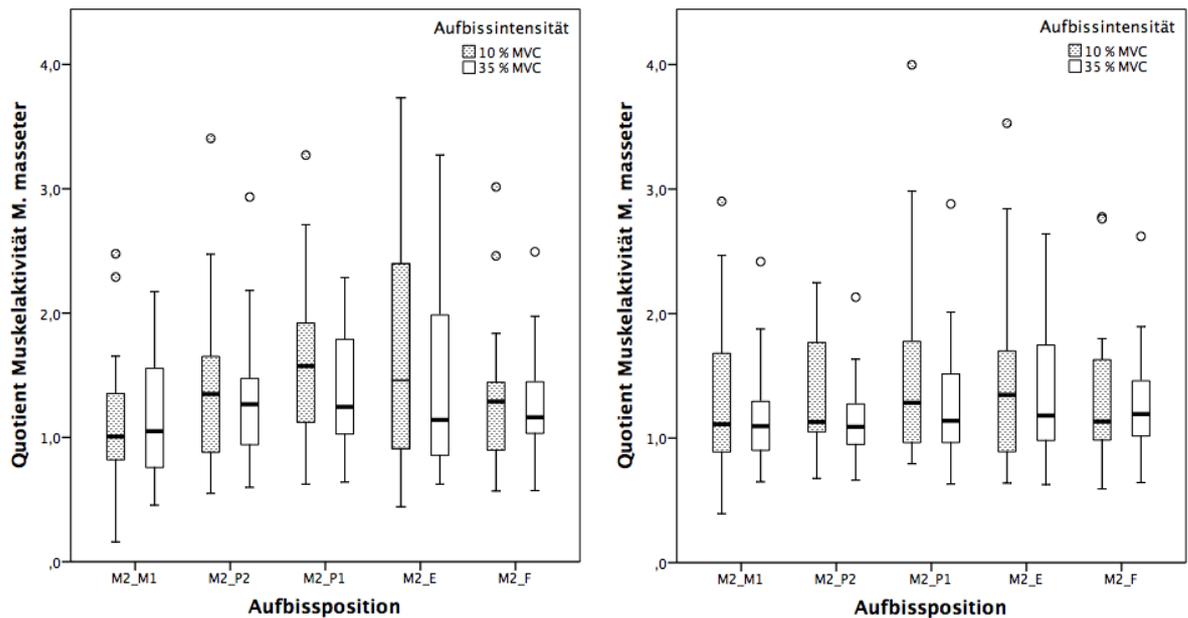


Abb. 11a (links) erste Hauptuntersuchung und 11b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. masseter. Referenzzahn zweiter Molar.** (M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

Die Boxplots der Abbildung 11a stellen die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. masseter in der ersten Hauptuntersuchung dar, als Referenzzahn wird hier der zweite Molar aufgeführt. Mit der Ausnahme M2_M1 liegen die Medianwerte der geringeren Aufbissintensität immer oberhalb der Medianwerte von 35% MVC. Außerdem liegen sie mit zuvor genannter Ausnahme oberhalb des Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Interquartilsabstände beider Aufbissintensitäten sind in der Aufbissposition M2_F deutlicher kleiner als in der Aufbissposition M2_E.

In der zweiten Hauptuntersuchung (Abb. 11b) liegen die Medianwerte beider Aufbissintensitäten leicht oberhalb des Quotienten der Muskelaktivität von 1. In der Aufbissposition M2_P2 liegt der Median von 10% MVC dicht am unteren Quartil. Die Streuung ist bei 10% MVC kontinuierlich kleiner. Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Muskelaktivitätsquotienten von 10 und 35% MVC in der zweiten Hauptuntersuchung für den M. masseter für die aufgezeigte Messreihe ($p = 0,031$).

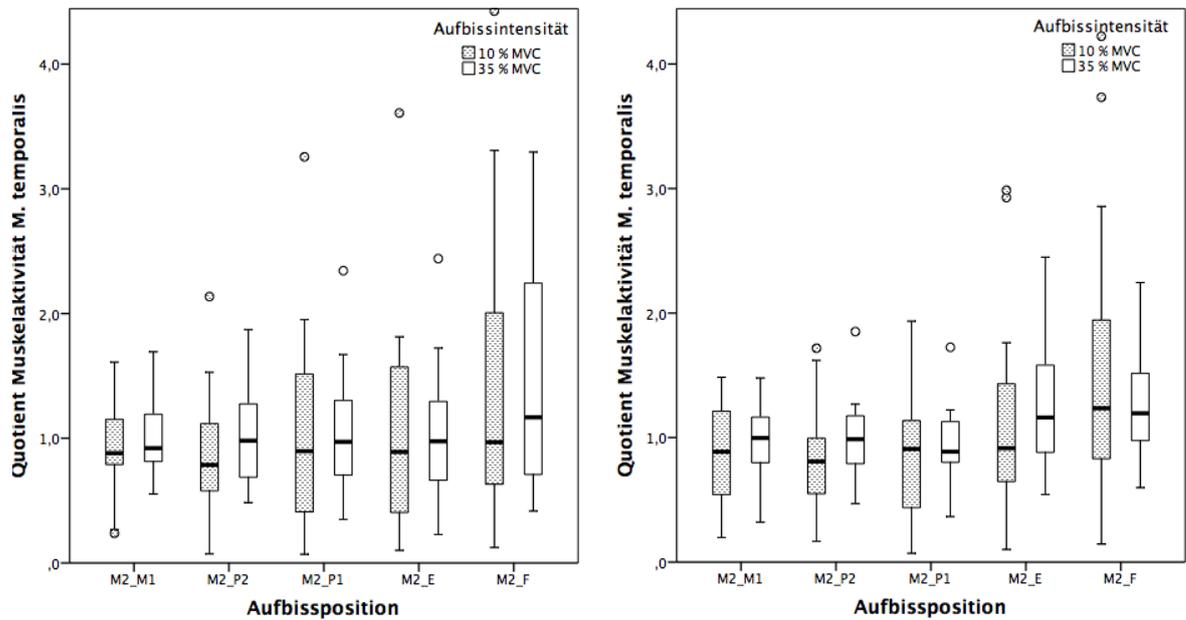


Abb. 12a (links) erste Hauptuntersuchung und 12b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. temporalis anterior. Referenzzahn zweiter Molar.** (M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 12a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der zweite Molar aufgeführt. Die Medianwerte liegen größtenteils unterhalb eines Quotienten von 1. Die Streuung ist in der Aufbissposition M2_M1 deutlich kleiner ausgeprägt als bei M2_F. Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Unterschied in Bezug auf den Faktor Aufbissposition für die Messreihe des M. temporalis anterior ($p = 0,034$).

Abbildung 12b führt die zweite Hauptuntersuchung auf. Die Medianwerte schwanken für beide Aufbissintensitäten um den Quotienten von 1. In der Aufbissposition M2_F liegt der Median deutlich über dem Quotienten von 1. Die Streuung ist für 10% MVC ausgeprägter. Im Vergleich zu der ersten Hauptuntersuchung ist die Streuung zwischen den unterschiedlichen Aufbisspositionen gleichmäßiger. Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Unterschied in Bezug auf den Faktor Aufbissposition für die Messreihe des M. temporalis anterior ($p = 0,001$).

Okklusale Interferenzen mit dem Referenzzahn: erster Molar

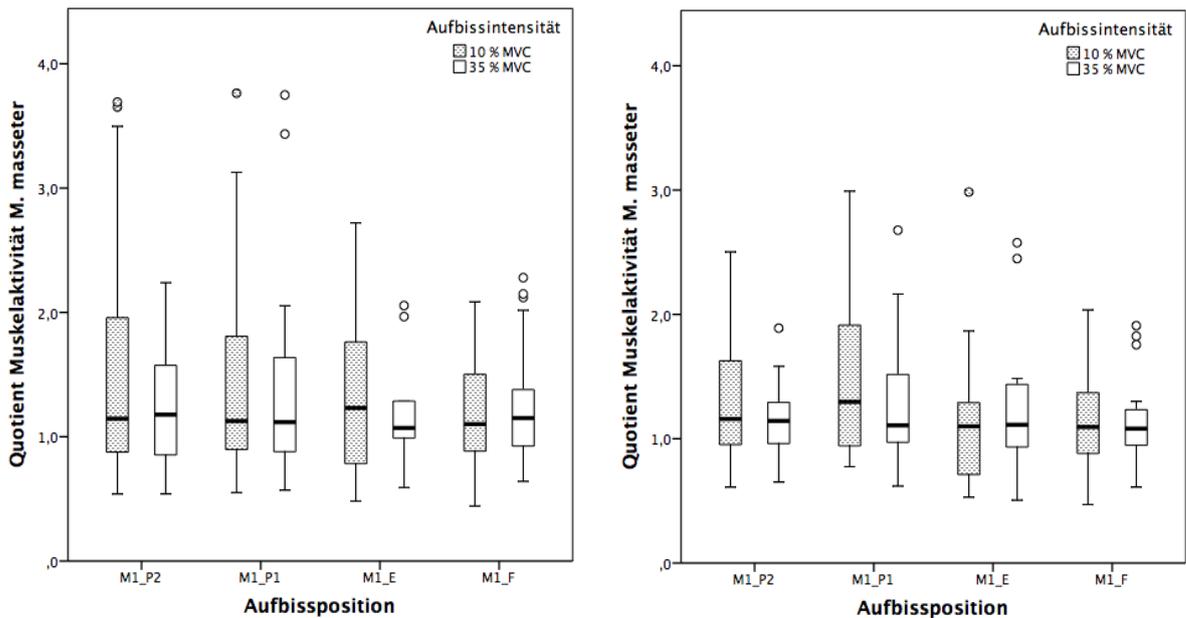


Abb. 13a (links) erste Hauptuntersuchung und 13b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. masseter, Referenzzahn erster Molar.** (M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = maximum voluntary contraction)

In Abbildung 13a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. masseter in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der erste Molar aufgeführt. Die Medianwerte liegen für beide Aufbissintensitäten dezent über dem Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Interquartilsabstände sind bei 10 % MVC größer als bei 35% MVC. In der Aufbissposition M1_E ist die Streuung bei 10% MVC deutlich größer als bei 35% MVC.

Abbildung 13b zeigt den zweiten Hauptversuch. Die Medianwerte liegen leicht oberhalb eines Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Interquartilsabstände sind für 10% MVC größer als für 35% MVC. Beide Hauptuntersuchungen zeigen vergleichbare Medianwerte und Streuungen für beide Aufbissintensitäten.

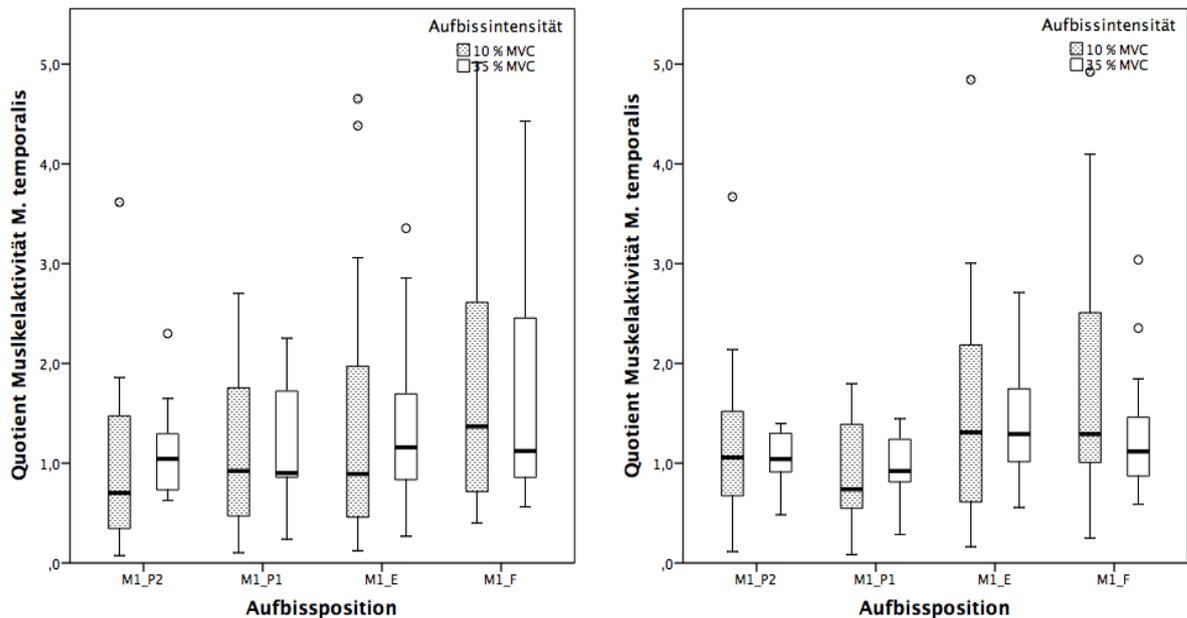


Abb. 14a (links) erste Hauptuntersuchung und 14b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. temporalis anterior, Referenzzahn erster Molar.** (M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 14a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der erste Molar aufgeführt. Die Medianwerte schwanken um einen Quotienten von 1. Bei 10% MVC liegen sie mit der Ausnahme der Aufbissposition M1_F unter dem Quotienten von 1. Bei 35% MVC liegen sie mit der Ausnahme der Aufbissposition von M1_P1 oberhalb des Quotienten von 1. In der Aufbissposition M1_P1 bei 35% MVC befindet sich der Median nahezu am ersten Quartil. Die Interquartilsabstände von 10% MVC sind in jeder Aufbissposition ausgeprägter, im Vergleich zu 35% MVC. Zu beachten bleibt, dass die Skalierung der y-Achse aufgrund einer ausgeprägten Streuung in der Aufbissposition M1_F 10% MVC angepasst werden musste.

In Abbildung 14b wird die zweite Hauptuntersuchung dargestellt. Die Medianwerte beider Aufbissintensitäten schwanken um einen Quotienten von 1 und liegen innerhalb einer Aufbissposition nahe beieinander mit Ausnahme von M1_P1. Die Streuungen sind bei 10% größer als bei 35% MVC. Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Unterschied in Bezug auf den Faktor Aufbissposition für die Messreihe des M. temporalis anterior ($p = 0,005$).

Okklusale Interferenzen mit dem Referenzzahn: zweiter Prämolare

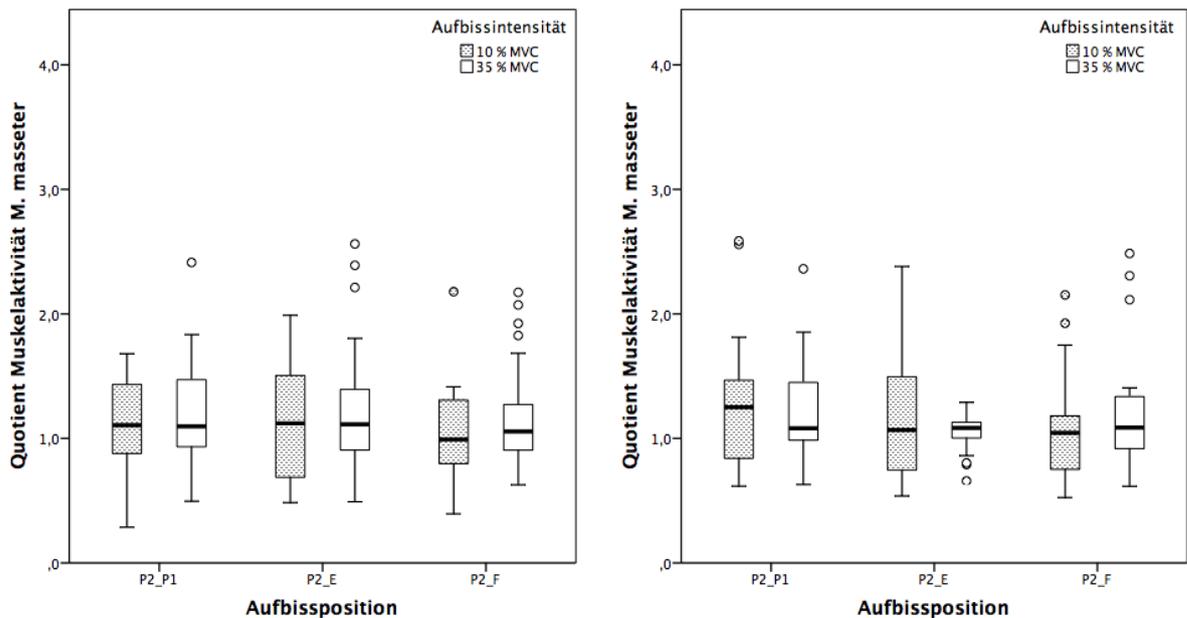


Abb. 15a (links) erste Hauptuntersuchung und 15b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. masseter, Referenzzahn zweiter Prämolare.** (P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 15a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. masseter in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der zweite Prämolare aufgeführt. Die Medianwerte liegen dezent oberhalb des Quotienten von 1 und bei beiden Aufbissintensitäten nahe zusammen. Die Streuungen sind bei 10% MVC dezent stärker ausgeprägt.

In der zweiten Hauptuntersuchung (Abb. 15b) liegen die Medianwerte oberhalb eines Quotienten von 1. In der Aufbissposition P2_P1 liegt der Median von 10% MVC deutlich oberhalb des Medians von 35% MVC. Die Streuungen sind bei 10% MVC deutlicher ausgeprägt als bei 35% MVC. In der Aufbissposition P2_E bei 35% MVC sind Ausreißer nach unten zu verzeichnen.

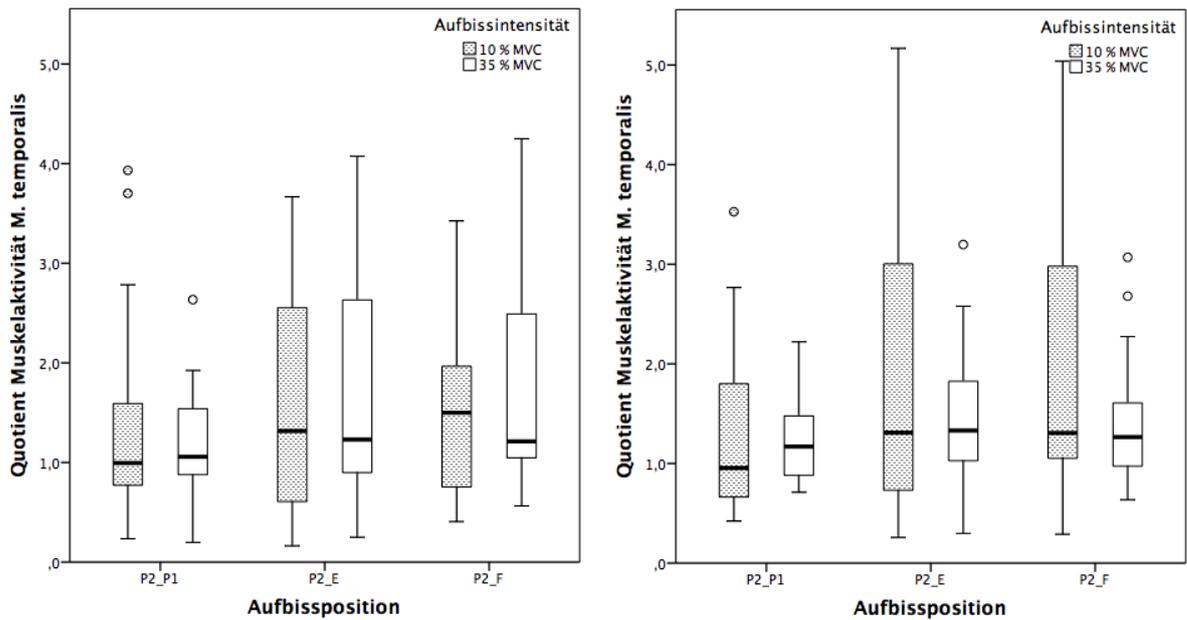


Abb. 16a (links) erste Hauptuntersuchung und 16b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. temporalis anterior, Referenzzahn zweiter Prämolare.** (P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = maximum voluntary contraction)

In Abbildung 16a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der zweite Prämolare aufgeführt. Die Medianwerte liegen dezent oberhalb des Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Interquartilsabstände beider Aufbissintensitäten sind für dieselbe Aufbissposition ähnlich ausgeprägt.

Abbildung 16b zeigt die zweite Hauptuntersuchung. Die Medianwerte liegen oberhalb des Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Interquartilsabstände sind für 10% MVC deutlich größer als für 35% MVC. Die Skalierung der y-Achse musste aufgrund der großen Streuung in der Aufbissposition P2_E und P2_F angepasst werden. Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Muskelaktivitätsquotienten von 10 und 35% MVC in der zweiten Hauptuntersuchung für den M. temporalis anterior ($p = 0,047$). Signifikante Unterschiede lagen ebenfalls in Bezug auf den Faktor Aufbissposition vor ($p = 0,046$).

Okklusale Interferenzen mit dem Referenzzahn: erster Prämolare

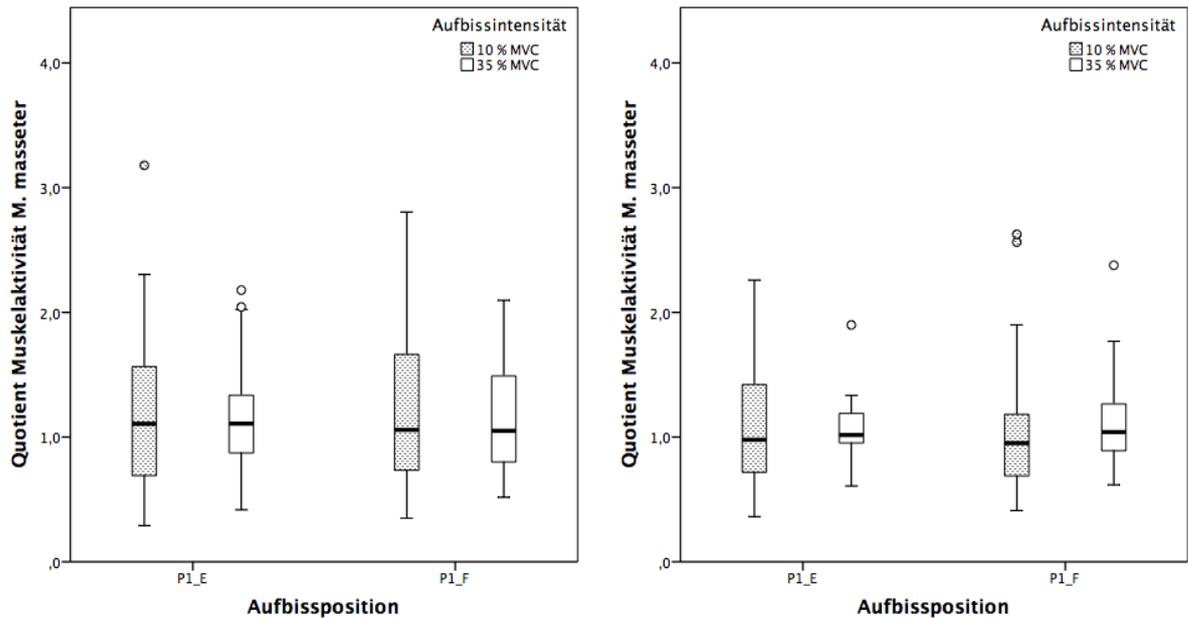


Abb. 17a (links) erste Hauptuntersuchung und 17b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. masseter, Referenzzahn erster Prämolare.** (P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 17a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. masseter in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der erste Prämolare aufgeführt. Die Medianwerte liegen bei beiden Aufbissintensitäten leicht oberhalb des Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Streuung ist in der Aufbissposition P1_E bei 35% MVC am geringsten ausgeprägt.

In der zweiten Hauptuntersuchung (Abb. 17b) liegen die Medianwerte bei einem Quotienten der Muskelaktivität von ca. 1. Die Medianwerte von 35% MVC liegen leicht über denen von 10% MVC. Auch in der zweiten Hauptuntersuchung streuen die Werte bei 35% MVC in der Aufbissposition P1_E am wenigsten.

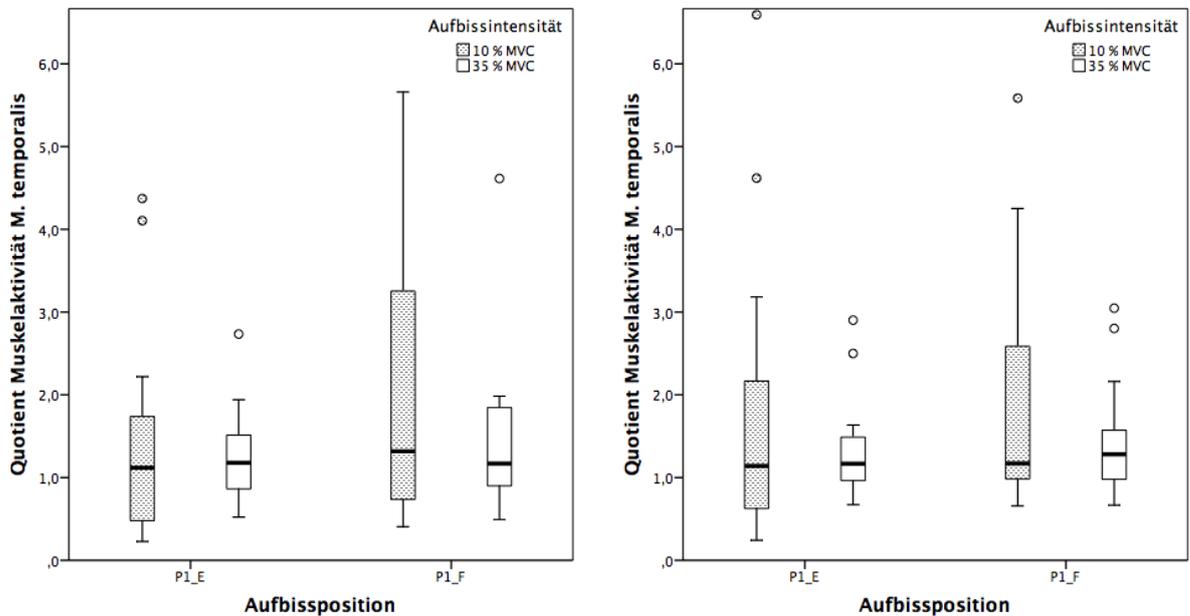


Abb. 18a (links) erste Hauptuntersuchung und 18b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. temporalis anterior, Referenzzahn erster Prämolare.** (P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 18a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der erste Prämolare aufgeführt. Die Medianwerte beider Aufbisspositionen liegen dicht beieinander, leicht oberhalb eines Quotienten der Muskelaktivität von 1. Eine deutlich ausgeprägte Streuung besteht in der Aufbissposition P1_F. Die y-Achse musste wegen der ausgeprägten Streuung angepasst werden.

Abbildung 18b veranschaulicht den zweiten Hauptversuch. Die Medianwerte liegen oberhalb des Quotienten der Muskelaktivität von 1 und für beide Aufbissintensitäten dicht beieinander. Die Streuung nimmt mit sinkender Aufbissintensität zu. Auch im zweiten Hauptversuch ist die Streuung in der Aufbissposition P1_F bei 10% MVC am stärksten ausgeprägt, wenn auch weniger deutlich als im ersten Hauptversuch.

Okklusale Interferenzen mit dem Referenzzahn: Eckzahn

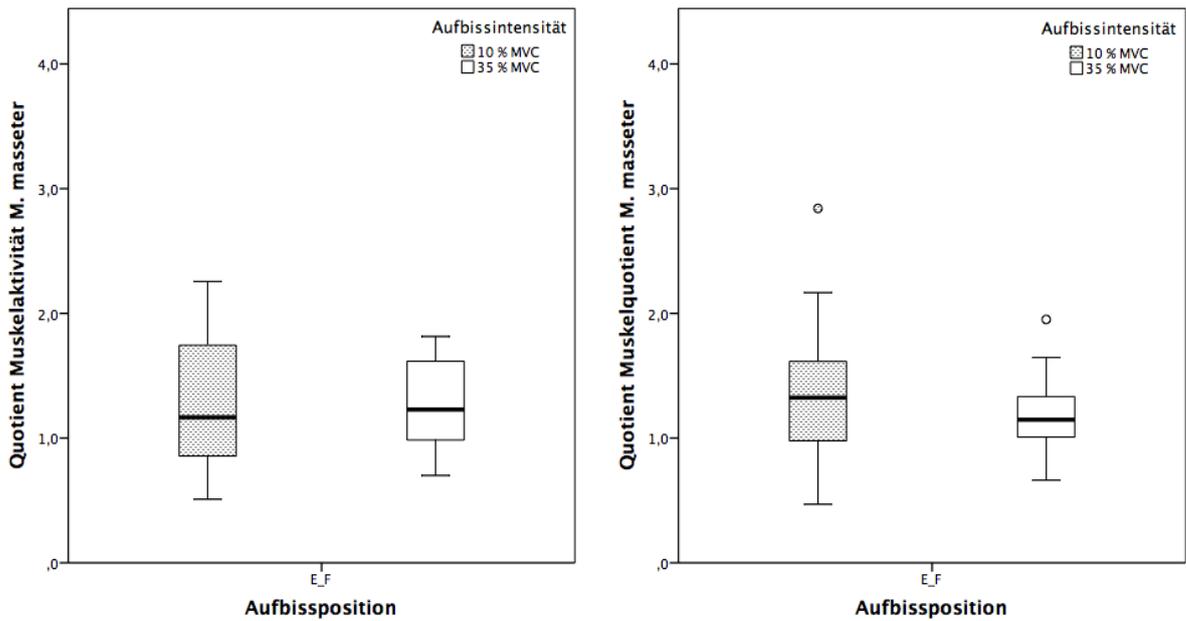


Abb. 19a (links) erste Hauptuntersuchung und 19b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. masseter, Referenzzahn Eckzahn.** (E = Eckzahn, F = Front, MVC = maximum voluntary contraction)

In Abbildung 19a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. masseter in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der Eckzahn aufgeführt. Der Median liegt in beiden Kästen leicht oberhalb von einem Quotienten der Muskelaktivität von 1 und die Streuung ist bei 35% MVC geringer ausgeprägt. Ausreißer sind nicht zu beobachten.

Abbildung 19b zeigt im zweiten Hauptversuch einen geringfügig höheren Median bei 10% MVC. Die Streuung ist bei 35% MVC deutlich geringer als bei niedriger Aufbissintensität. Ausreißer kommen bei beiden Aufbissintensitäten vor.

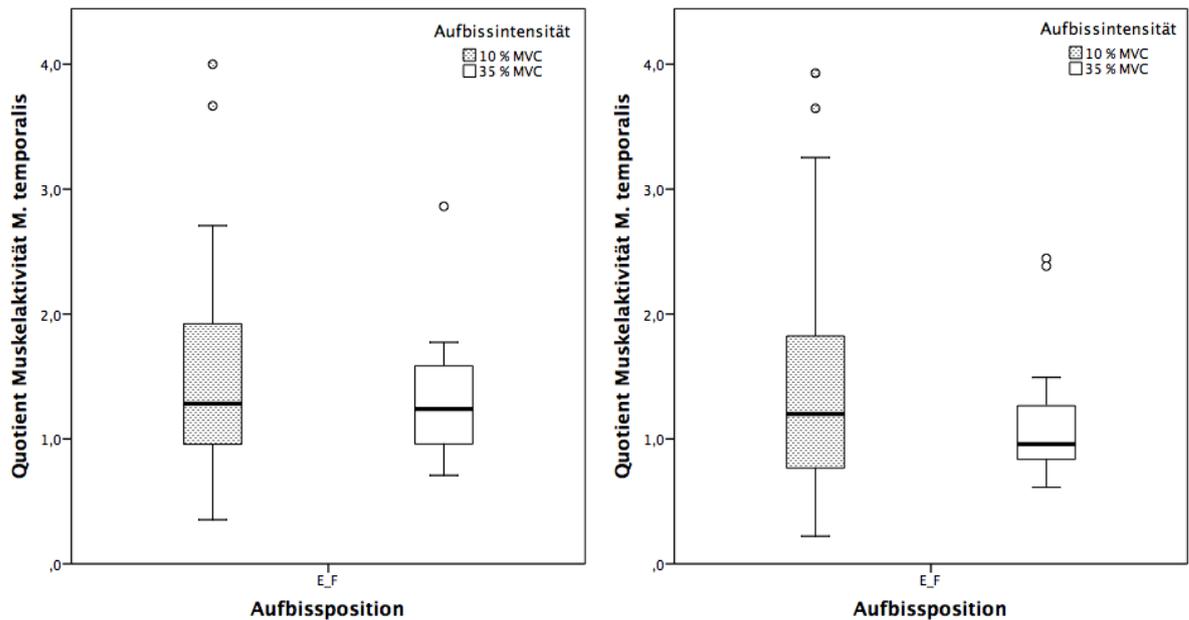


Abb. 20a (links) erste Hauptuntersuchung und 20b (rechts) zweite Hauptuntersuchung: **Boxplot der Quotienten der Muskelaktivität des M. temporalis anterior, Referenzzahn Eckzahn.** (E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Abbildung 20a werden die Quotienten der Muskelaktivitäten des M. temporalis anterior in der ersten Hauptuntersuchung dargestellt, als Referenzzahn wird der Eckzahn aufgeführt. Der Median beider Kästen liegt nahezu auf selber Höhe, leicht oberhalb eines Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Streuung ist bei 10% MVC größer als bei 35% MVC.

Abbildung 20b zeigt den zweiten Hauptversuch. Beide Medianwerte liegen leicht oberhalb eines Quotienten der Muskelaktivität von 1. Die Streuung ist bei 10% MVC deutlich stärker ausgeprägt. Der Interquartilsabstand ist bei 10% MVC größer als bei 35% MVC.

4.3 Reliabilität der Oberflächen-Elektromyografie

4.3.1 Intraklassenkorrelationskoeffizient

Um die Reliabilität der gemessenen Muskelaktivitäten zu untersuchen, wurden beide Hauptuntersuchungen unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Kaumuskeln, Aufbisspositionen und der Aufbissintensitäten mittels ICC miteinander verglichen. Die Aufbisspositionen mit einer hohen Reliabilität wurden rot hervorgehoben.

Aufbissposition	MVC (%)	ICC	95 % Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
M2_M1	10	0,56	0,18	0,79
	35	0,61	0,26	0,82
M2_P2	10	0,69	0,37	0,86
	35	0,57	0,19	0,80
M2_P1	10	0,80	0,55	0,91
	35	0,67	0,34	0,85
M2_E	10	0,94	0,86	0,98
	35	0,60	0,24	0,82
M2_F	10	0,77	0,52	0,90
	35	0,82	0,61	0,92
M1_P2	10	0,01	0,41	0,43
	35	0,73	0,45	0,88
M1_P1	10	0,66	0,32	0,85
	35	0,60	0,23	0,81
M1_E	10	0,66	0,34	0,85
	35	0,81	0,58	0,92
M1_F	10	0,02	0,44	0,41
	35	0,73	0,45	0,88
P2_P1	10	0,78	0,53	0,90
	35	0,89	0,75	0,95
P2_E	10	0,87	0,70	0,94
	35	0,66	0,33	0,85
P2_F	10	0,58	0,20	0,80
	35	0,71	0,41	0,87
P1_E	10	0,69	0,37	0,86
	35	0,60	0,23	0,82
P1_F	10	0,17	0,27	0,56
	35	0,60	0,24	0,82
E_F	10	0,41	0,02	0,71
	35	0,65	0,31	0,84

Tabelle 3: Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC), Werte für den M. masseter bei diagonalen Aufbisspositionen. (M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = *maximum voluntary contraction*)

In Tabelle 3 werden die ICC-Werte für die Quotienten der Muskelaktivitäten bei diagonalen Aufbisspositionen des M. masseter dargestellt. Die Werte liegen für 10% MVC zwischen 0,01 und 0,94 und für 35% MVC zwischen 0,57 und 0,89.

Aufbissposition	MVC (%)	ICC	95 % Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
M2_M1	10	0,70	0,40	0,87
	35	0,26	0,18	0,62
M2_P2	10	0,76	0,49	0,89
	35	0,20	0,25	0,57
M2_P1	10	0,91	0,80	0,96
	35	0,50	0,10	0,76
M2_E	10	0,88	0,74	0,95
	35	0,50	0,10	0,76
M2_F	10	0,95	0,87	0,98
	35	0,72	0,41	0,88
M1_P2	10	0,82	0,62	0,93
	35	0,75	0,48	0,89
M1_P1	10	0,51	0,11	0,77
	35	0,27	0,18	0,62
M1_E	10	0,39	0,04	0,70
	35	0,52	0,12	0,77
M1_F	10	0,81	0,58	0,92
	35	0,73	0,44	0,88
P2_P1	10	0,16	0,28	0,55
	35	0,11	0,33	0,51
P2_E	10	0,64	0,30	0,84
	35	0,60	0,24	0,82
P2_F	10	0,74	0,46	0,89
	35	0,71	0,42	0,87
P1_E	10	0,59	0,22	0,81
	35	0,48	0,08	0,75
P1_F	10	0,93	0,84	0,97
	35	0,40	0,03	0,70
E_F	10	0,07	0,48	0,36
	35	0,60	0,24	0,82

Tabelle 4: Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC), Werte für den M. temporalis anterior bei diagonalen Aufbisspositionen. (M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, MVC = maximum voluntary contraction)

In Tabelle 4 werden die ICC-Werte für die Quotienten der Muskelaktivitäten bei diagonalen Aufbisspositionen des M. temporalis anterior dargestellt. Die Werte liegen für 10% MVC zwischen 0,07 und 0,93 und für 35% MVC zwischen 0,11 und 0,75.

	Mittlerer ICC-Wert bei 10 % MVC	Mittlerer ICC-Wert bei 35 % MVC
M. masseter	0,57	0,68
M. temporalis anterior	0,66	0,61

Tabelle 5: **Mittelwerte der Intraklassenkorrelationskoeffizienten (ICC) des M. masseter und des M. temporalis anterior.** (MVC = *maximum voluntary contraction*)

Tabelle 5 zeigt die ICC-Mittelwerte aller Aufbisspositionen für beide Kaumuskeln nach Aufbissintensitäten getrennt. Demnach liegt der mittlere ICC des M. masseter für 10% MVC bei 0,57 und für 35% MVC bei 0,68. Wird die Klassifikation nach Cohen (Rubin, 2009) zugrunde gelegt, befinden sich die Mittelwerte in einem Bereich der mittleren Reproduzierbarkeit. Der mittlere ICC des M. temporalis anterior liegt für 10% MVC bei 0,66 und für 35% MVC bei 0,61. Nach der Klassifikation von Cohen befindet sich die Ergebnisse für den M. temporalis ebenfalls in einem Bereich mittlerer Reproduzierbarkeit.

4.3.2 Aktivitätsunterschiede der Muskulatur

Eine Detailanalyse zur Reproduzierbarkeit ist den nachstehenden Tabellen zu entnehmen. Diese stellen nicht wie bisher die Quotienten der Muskelaktivitäten dar, sondern die mittlere Muskelaktivität der ersten und zweiten Hauptuntersuchung in μV für jeden der vier Kaumuskeln. Es wird die Differenz der mittleren Muskelaktivitäten (erste Hauptuntersuchung minus zweite Hauptuntersuchung) angegeben. Ebenfalls aufgeführt werden die Minimal- und Maximalwerte und der Bereich zwischen beiden. Dieser Bereich verdeutlicht die interindividuelle Variabilität der Probanden. Die Angaben zum p-Wert beziehen sich auf Unterschiede zwischen den Mittelwerten der ersten und zweiten Hauptuntersuchung.

Muskel	Apos	AI (%)	MA H1 (µV)	MA H2 (µV)	Diff (µV)	SA (µV)	Min (µV)	Max (µV)	B (µV)	p-Wert
RM	M2_M1	10	45,20	50,12	-4,91	14,59	-28,73	38,47	67,20	0,14
RM	M2_M1	35	142,88	145,00	-2,13	37,41	-82,93	53,90	136,83	0,80
LM	M2_M1	10	43,52	52,20	-8,69	19,62	-57,30	38,23	95,53	0,06
LM	M2_M1	35	130,50	149,32	-18,83	53,48	-172,97	50,47	223,43	0,12
RT	M2_M1	10	38,91	46,11	-7,20	24,91	-84,20	32,67	116,87	0,20
RT	M2_M1	35	87,84	112,77	-24,93	31,60	-96,53	18,90	115,43	0,00
LT	M2_M1	10	34,84	45,88	-11,03	22,89	-62,73	23,17	85,90	0,04
LT	M2_M1	35	94,53	106,12	-11,60	41,34	-121,60	53,70	175,30	0,21
RM	M2_P2	10	45,86	48,96	-3,09	13,99	-27,63	26,07	53,70	0,32
RM	M2_P2	35	133,03	135,92	-2,88	35,48	-97,77	70,63	168,40	0,71
LM	M2_P2	10	45,12	50,83	-5,71	16,81	-34,43	42,10	76,53	0,14
LM	M2_P2	35	120,60	145,46	-24,84	47,52	-174,67	36,90	211,57	0,03
RT	M2_P2	10	33,08	41,43	-8,35	21,68	-62,23	28,50	90,73	0,09
RT	M2_P2	35	80,20	107,33	-27,13	37,78	-110,13	54,70	164,83	0,00
LT	M2_P2	10	33,90	40,87	-6,98	18,44	-54,93	29,17	84,10	0,10
LT	M2_P2	35	94,88	103,20	-8,33	48,14	-125,80	84,20	210,00	0,44
RM	M2_P1	10	42,67	47,14	-4,49	12,62	-27,70	26,63	54,33	0,12
RM	M2_P1	35	122,87	136,47	-13,61	35,45	-101,17	36,60	137,77	0,09
LM	M2_P1	10	45,98	54,96	-8,99	19,60	-51,03	28,20	79,23	0,05
LM	M2_P1	35	120,29	140,50	-20,21	43,57	-125,20	36,43	161,63	0,05
RT	M2_P1	10	27,96	38,86	-10,91	21,98	-51,23	30,30	81,53	0,03
RT	M2_P1	35	76,18	96,63	-20,45	24,18	-64,50	13,27	77,77	0,00
LT	M2_P1	10	31,29	34,07	-2,77	25,92	-77,87	58,30	136,17	0,63
LT	M2_P1	35	84,84	90,98	-6,13	38,75	-89,87	70,37	160,23	0,48
RM	M2_E	10	46,22	45,77	0,46	14,15	-30,97	27,00	57,97	0,88
RM	M2_E	35	129,04	133,17	-4,15	26,65	-74,50	49,33	123,83	0,48
LM	M2_E	10	49,66	56,26	-6,59	20,48	-40,37	40,20	80,57	0,16
LM	M2_E	35	124,31	139,82	-15,52	45,02	-115,17	52,17	167,33	0,13
RT	M2_E	10	28,91	33,10	-4,18	15,41	-28,37	17,27	45,63	0,23
RT	M2_E	35	72,06	88,57	-16,52	31,77	-88,63	60,03	148,67	0,03
LT	M2_E	10	35,72	32,31	3,41	23,92	-38,67	61,07	99,73	0,52
LT	M2_E	35	82,92	86,39	-3,47	37,62	-80,77	89,87	170,63	0,68
RM	M2_F	10	47,78	49,63	-1,84	11,19	-31,23	15,97	47,20	0,46
RM	M2_F	35	131,99	130,44	1,55	34,89	-81,90	56,93	138,83	0,84
LM	M2_F	10	49,09	52,85	-3,75	19,25	-30,60	-38,70	69,30	0,38
LM	M2_F	35	121,54	135,59	-14,05	38,00	-97,33	45,57	142,90	0,11
RT	M2_F	10	23,11	34,65	-11,56	25,37	-88,37	19,20	107,57	0,01
RT	M2_F	35	67,09	86,50	-19,41	30,85	-95,20	33,20	128,40	0,01
LT	M2_F	10	28,57	35,85	-7,26	26,10	-83,73	37,93	121,67	0,22
LT	M2_F	35	73,88	89,05	-15,17	39,95	-120,33	75,13	195,47	0,10

Tabelle 6: Mittlere Muskelaktivität des rechten und linken M. masseter und des rechten und linken M. temporalis anterior für den zweiten Molaren als Referenzzahn. (RM = rechter M. masseter, LM = linker M. masseter, RT = rechter M. temporalis anterior, LT = linker M. temporalis anterior, M2 = zweiter Molar, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, AI = Aufbissintensität in % der maximalen voluntären Kontraktion, MA H1 = mittlere Muskelaktivität in der ersten Hauptuntersuchung, MA H2 = mittlere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung, Diff = Differenz zwischen MA H1 und H2, SA = Standardabweichung, Min = Minimum der Muskelaktivität, Max = Maximum der Muskelaktivität, B = Bereich zwischen Min und Max, p-Wert = Signifikanz, n.s. = nicht signifikant, % = Prozent, µV = Mikrovolt)

Tabelle 6 zeigt die mittleren Aktivitätsunterschiede der Kaumusculatur zwischen beiden Hauptuntersuchungen mit dem zweiten Molaren als Referenzzahn. Die mittlere Aktivität ist mit wenigen Ausnahmen in der zweiten Hauptuntersuchung größer als in der ersten. Der Bereich zwischen dem minimalen und maximalen Wert der Muskelaktivität ist für 10% MVC mit zwei Ausnahmen (RT, M2_M1 und RT, M2_P1) kleiner als für 35% MVC. Beide Ausnahmen sind beim rechten M. temporalis anterior vorzufinden. Werden die mittleren Muskelaktivitäten beider Kaumuskeln miteinander verglichen unter Berücksichtigung der Seite, der Aufbissintensität und -position, so ist festzustellen, dass höhere Werte vom M. masseter erreicht werden. Signifikante Unterschiede, bezogen auf die Muskelaktivität beider Hauptuntersuchungen, kommen vereinzelt bei beiden Kaumuskeln vor.

Muskel	Apos	AI (%)	MA H1 (μ V)	MA H2 (μ V)	Diff (μ V)	SA (μ V)	Min (μ V)	Max (μ V)	B (μ V)	p-Wert
RM	M1_P2	10	48,54	54,15	-5,60	18,68	-65,63	21,63	87,27	n.s.
RM	M1_P2	35	144,05	142,42	1,63	33,98	-90,57	54,20	144,77	n.s.
LM	M1_P2	10	45,03	47,68	-2,65	21,35	-51,13	45,73	96,87	n.s.
LM	M1_P2	35	120,92	139,48	-18,57	47,80	-139,23	43,53	182,77	n.s.
RT	M1_P2	10	32,68	37,90	-5,21	20,24	-76,80	14,30	91,10	n.s.
RT	M1_P2	35	87,21	106,54	-19,34	33,97	-99,57	33,80	133,37	0,02
LT	M1_P2	10	30,71	40,44	-9,72	31,38	-117,33	52,70	170,03	n.s.
LT	M1_P2	35	94,55	108,38	-13,83	43,59	-132,67	42,27	174,93	n.s.
RM	M1_P1	10	43,99	46,75	-2,77	14,73	-34,67	14,87	49,53	n.s.
RM	M1_P1	35	134,77	141,23	-6,45	36,67	-105,37	42,77	148,13	n.s.
LM	M1_P1	10	51,51	52,80	-1,29	22,81	-38,67	60,20	98,87	n.s.
LM	M1_P1	35	124,46	147,15	-22,68	45,92	-162,63	39,67	202,30	0,04
RT	M1_P1	10	29,06	33,95	-4,89	18,67	-44,77	30,73	75,50	n.s.
RT	M1_P1	35	78,33	96,99	-18,66	25,15	-63,57	31,17	94,73	0,00
LT	M1_P1	10	31,62	33,91	-2,28	22,31	-32,70	56,47	89,17	n.s.
LT	M1_P1	35	87,50	98,26	-10,76	48,92	-137,63	54,47	192,10	n.s.
RM	M1_E	10	46,28	48,42	-2,14	11,91	-25,37	18,33	43,70	n.s.
RM	M1_E	35	137,18	140,92	-3,74	37,74	-84,53	81,97	166,50	n.s.
LM	M1_E	10	48,65	52,86	-4,21	23,81	-55,27	35,77	91,03	n.s.
LM	M1_E	35	123,48	141,97	-18,50	59,21	-218,93	52,53	271,47	n.s.
RT	M1_E	10	25,01	30,43	-5,33	21,57	-53,97	33,77	87,73	n.s.
RT	M1_E	35	71,66	92,70	-21,04	36,83	-105,10	29,40	134,50	0,02
LT	M1_E	10	30,57	34,95	-4,38	27,25	-97,07	32,33	129,40	n.s.
LT	M1_E	35	83,29	94,29	-11,00	58,69	-153,83	64,97	218,80	n.s.
RM	M1_F	10	46,76	50,09	-3,32	16,80	-44,60	40,70	85,30	n.s.
RM	M1_F	35	131,87	135,50	-3,62	30,20	-77,87	57,80	135,67	n.s.
LM	M1_F	10	46,40	51,41	-5,00	19,18	-46,83	27,80	74,63	n.s.
LM	M1_F	35	126,51	140,24	-13,71	52,52	-170,37	46,30	216,67	n.s.
RT	M1_F	10	22,72	35,50	-12,78	25,07	-106,60	19,17	125,77	0,03
RT	M1_F	35	64,72	91,92	-27,20	42,46	-152,83	29,47	182,30	0,01
LT	M1_F	10	28,59	43,30	-14,71	25,64	-70,80	18,87	89,67	0,02
LT	M1_F	35	79,02	94,85	-15,81	53,48	-162,67	70,77	233,43	n.s.

Tabelle 7: Mittlere Muskelaktivität des rechten und linken M. masseter und des rechten und linken M. temporalis anterior für den ersten Molaren als Referenz Zahn. (RM = rechter M. masseter, LM = linker M. masseter, RT = rechter M. temporalis anterior, LT = linker M. temporalis anterior, M1 = erster Molar, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, AI = Aufbissintensität in % der maximalen voluntären Kontraktion, MA H1 = mittlere Muskelaktivität in der ersten Hauptuntersuchung, MA H2 = mittlere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung, Diff = Differenz zwischen MA H1 und H2, SA = Standardabweichung, Min = Minimum der Muskelaktivität, Max = Maximum der Muskelaktivität, B = Bereich zwischen Min und Max, p-Wert = Signifikanz, n.s. = nicht signifikant, % = Prozent, μ V = Mikrovolt)

Tabelle 7 veranschaulicht die mittleren Aktivitätsunterschiede der Kaumuskelatur zwischen beiden Hauptuntersuchungen mit dem ersten Molaren als Referenz Zahn. Die mittlere Muskelaktivität ist mit einer Ausnahme (RM, M1_P2, 35% MVC) in der zweiten Hauptuntersuchung größer als in der ersten. Beim Vergleich der Aktivitäten der Kaumuskel zeigen sich beim M. masseter höhere mittlere Muskelaktivitäten. Der Bereich zwischen den minimalen und maximalen Muskelaktivitäten ist für 10% MVC immer kleiner als für 35% MVC.

Muskel	Apos	AI (%)	MA H1 (μ V)	MA H2 (μ V)	Diff (μ V)	SA (μ V)	Min (μ V)	Max (μ V)	B (μ V)	p-Wert
RM	P2_P1	10	42,10	50,75	-8,64	14,15	-31,20	15,40	46,60	0,01
RM	P2_P1	35	133,94	148,59	-14,63	33,80	-102,20	47,03	149,23	n.s.
LM	P2_P1	10	53,57	57,39	-3,83	24,92	-41,57	52,80	94,37	n.s.
LM	P2_P1	35	126,55	148,15	-21,58	37,64	-93,33	23,27	116,60	0,02
RT	P2_P1	10	26,57	35,86	-9,30	18,97	-42,03	28,57	70,60	0,04
RT	P2_P1	35	76,10	96,63	-20,53	27,34	-92,40	22,83	115,23	0,00
LT	P2_P1	10	28,73	36,25	-7,51	22,90	-68,13	23,03	91,17	n.s.
LT	P2_P1	35	89,55	101,34	-11,80	46,39	-132,37	60,57	192,93	n.s.
RM	P2_E	10	47,46	53,35	-5,88	16,23	-33,93	35,00	68,93	n.s.
RM	P2_E	35	134,83	143,11	-8,27	33,08	-91,70	54,50	146,20	n.s.
LM	P2_E	10	49,04	56,37	-7,33	20,55	-69,80	24,33	94,13	n.s.
LM	P2_E	35	125,53	146,97	-21,44	39,75	-105,13	38,23	143,37	0,02
RT	P2_E	10	23,10	31,37	-8,24	18,47	-52,83	18,00	70,83	0,05
RT	P2_E	35	73,82	91,64	-17,81	33,81	-77,03	51,27	128,30	0,03
LT	P2_E	10	32,68	38,62	-5,94	27,41	-78,00	51,23	129,23	n.s.
LT	P2_E	35	82,56	92,63	-10,07	51,53	-129,67	68,63	198,30	n.s.
RM	P2_F	10	45,16	51,26	-6,09	14,71	-46,03	21,27	67,30	n.s.
RM	P2_F	35	132,05	140,13	-8,09	30,45	-84,80	48,07	132,87	n.s.
LM	P2_F	10	52,22	60,37	-8,14	14,99	-31,53	20,00	51,53	0,02
LM	P2_F	35	128,70	147,65	-18,95	38,88	-87,50	53,67	141,17	0,04
RT	P2_F	10	25,46	37,03	-8,28	15,34	-37,33	21,23	58,57	0,02
RT	P2_F	35	63,49	89,20	-25,72	39,88	-125,87	35,37	161,23	0,01
LT	P2_F	10	31,44	44,34	-12,89	20,28	-52,53	30,63	83,17	0,01
LT	P2_F	35	78,30	95,96	-17,66	42,98	-108,70	78,30	187,00	n.s.

Tabelle 8: **Mittlere Muskelaktivität des rechten und linken M. masseter und des rechten und linken M. temporalis anterior für den zweiten Prämolaren als Referenzzahn.** (RM = rechter M. masseter, LM = linker M. masseter, RT = rechter M. temporalis anterior, LT = linker M. temporalis anterior, P2 = zweiter Prämolare, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, AI = Aufbissintensität in % der maximalen voluntären Kontraktion, MA H1 = mittlere Muskelaktivität in der ersten Hauptuntersuchung, MA H2 = mittlere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung, Diff = Differenz zwischen MA H1 und H2, SA = Standardabweichung, Min = Minimum der Muskelaktivität, Max = Maximum der Muskelaktivität, B = Bereich zwischen Min und Max, p-Wert = Signifikanz, n.s. = nicht signifikant, % = Prozent, μ V = Mikrovolt)

Tabelle 8 zeigt die mittleren Aktivitätsunterschiede der Kaumusculatur zwischen beiden Hauptuntersuchungen mit dem zweiten Prämolaren als Referenzzahn. Die mittleren Muskelaktivitäten sind in der zweiten Hauptuntersuchung immer größer als in der ersten. Die erreichten mittleren Muskelaktivitäten sind beim M. masseter stets höher als beim M. temporalis anterior unter Berücksichtigung der Seite, der Aufbissposition und -intensität. Der Bereich zwischen den minimalen und maximalen Werten der Muskelaktivität ist für 10% MVC immer kleiner als für 35% MVC.

Muskel	Apos	AI (%)	MA H1 (µV)	MA H2 (µV)	Diff (µV)	SA (µV)	Min (µV)	Max (µV)	B (µV)	p-Wert
RM	P1_E	10	49,14	51,75	-2,60	14,67	-29,63	30,32	59,87	n.s.
RM	P1_E	35	128,41	136,17	-7,76	27,68	-67,07	51,77	118,83	n.s.
LM	P1_E	10	45,21	57,31	-12,10	16,34	-45,47	24,87	70,33	0,00
LM	P1_E	35	120,40	139,77	-19,38	40,60	-98,60	38,53	137,13	0,04
RT	P1_E	10	20,30	33,30	-12,98	13,21	-37,57	9,40	46,97	0,00
RT	P1_E	35	67,55	86,43	-18,89	31,05	-70,13	45,33	115,47	0,01
LT	P1_E	10	28,04	32,64	-4,57	22,83	-58,10	35,30	93,40	n.s.
LT	P1_E	35	78,95	85,68	-6,73	40,56	-103,20	88,67	191,87	n.s.
RM	P1_F	10	45,85	50,93	-5,08	18,08	-30,03	40,93	70,97	0,02
RM	P1_F	35	130,17	142,72	-12,54	33,31	-86,70	41,20	127,90	n.s.
LM	P1_F	10	48,16	52,29	-4,13	21,40	-37,93	61,17	99,10	n.s.
LM	P1_F	35	121,97	144,59	-22,63	41,44	-114,43	47,83	162,27	0,02
RT	P1_F	10	21,41	29,70	-8,28	15,34	-37,33	21,23	58,57	0,02
RT	P1_F	35	61,87	92,83	-30,96	30,60	-103,03	35,20	138,23	0,00
LT	P1_F	10	32,13	36,38	-4,26	22,56	-52,63	40,53	93,17	n.s.
LT	P1_F	35	79,26	98,61	-19,35	46,28	-126,10	82,00	208,10	n.s.

Tabelle 9: **Mittlere Muskelaktivität des rechten und linken M. masseter und des rechten und linken M. temporalis anterior für den ersten Prämolaren als Referenzzahn.** (RM = rechter M. masseter, LM = linker M. masseter, RT = rechter M. temporalis anterior, LT = linker M. temporalis anterior, P1 = erster Prämolare, E = Eckzahn, F = Front, AI = Aufbissintensität in % der maximalen voluntären Kontraktion, MA H1 = mittlere Muskelaktivität in der ersten Hauptuntersuchung, MA H2 = mittlere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung, Diff = Differenz zwischen MA H1 und H2, SA = Standardabweichung, Min = Minimum der Muskelaktivität, Max = Maximum der Muskelaktivität, B = Bereich zwischen Min und Max, p-Wert = Signifikanz, n.s. = nicht signifikant, % = Prozent, µV = Mikrovolt)

Tabelle 9 zeigt die mittleren Aktivitätsunterschiede der Kaumusculatur zwischen beiden Hauptuntersuchungen mit dem ersten Prämolaren als Referenzzahn. Die mittleren Muskelaktivitäten sind in der zweiten Hauptuntersuchung immer größer als in der ersten. Ein Vergleich beider Kaumuskel zeigt höhere mittlere Muskelaktivitäten des M. masseter unter Berücksichtigung der Seite, der Aufbissposition und -intensität. Der Bereich zwischen den minimalen und maximalen Werten der Muskelaktivität ist für 10% MVC immer kleiner als für 35% MVC.

Muskel	Apos	AI (%)	MA H1 (µV)	MA H2 (µV)	Diff (µV)	SA (µV)	Min (µV)	Max (µV)	B (µV)	p-Wert
RM	E_F	10	46,68	46,08	0,62	13,64	-29,73	34,17	63,90	n.s.
RM	E_F	35	118,02	125,86	-7,84	32,60	-100,13	47,67	147,80	n.s.
LM	E_F	10	42,39	50,34	-7,95	18,18	-46,00	44,00	90,00	n.s.
LM	E_F	35	110,22	128,75	-18,52	33,82	-96,93	45,67	142,60	0,02
RT	E_F	10	26,08	27,17	-1,09	25,13	-48,77	75,73	124,50	n.s.
RT	E_F	35	61,06	78,34	-17,27	35,22	-87,13	35,77	122,90	0,04
LT	E_F	10	28,33	34,39	-6,06	23,99	-57,17	40,97	98,13	n.s.
LT	E_F	35	71,25	83,69	-12,44	31,73	-87,63	64,33	151,97	n.s.

Tabelle 10: **Mittlere Muskelaktivität des rechten und linken M. masseter und des rechten und linken M. temporalis anterior für den Eckzahn als Referenzzahn.** (RM = rechter M. masseter, LM = linker M. masseter, RT = rechter M. temporalis anterior, LT = linker M. temporalis anterior, E = Eckzahn, F = Front, AI = Aufbissintensität in % der maximalen voluntären Kontraktion, MA H1 = mittlere Muskelaktivität in der ersten Hauptuntersuchung, MA H2 = mittlere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung, Diff = Differenz zwischen MA H1 und H2, SA = Standardabweichung, Min = Minimum der Muskelaktivität, Max = Maximum der Muskelaktivität, B = Bereich zwischen Min und Max, p-Wert = Signifikanz, n.s. = nicht signifikant, % = Prozent, µV= Mikrovolt)

Tabelle 10 zeigt die mittleren Aktivitätsunterschiede der Kaumuskulatur zwischen beiden Hauptuntersuchungen mit dem Eckzahn als Referenzzahn. Die mittleren Muskelaktivitäten sind in der zweiten Hauptuntersuchung, mit einer Ausnahme (RM, E_F, 10% MVC), größer als in der ersten. Höhere mittlere Muskelaktivitäten werden vom M. masseter erreicht, wenn man die Werte unter Berücksichtigung der Seite, der Aufbissposition und -intensität vergleicht. Der Bereich zwischen den minimalen und maximalen Werten der Muskelaktivität ist für 10% MVC, mit einer Ausnahme (RT, E_F), kleiner als für 35% MVC.

4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Abgesehen von vereinzelt vorkommenden signifikanten Unterschieden zwischen den einzelnen Aufbisspositionen oder zwischen den Aufbissintensitäten, zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Aktivitätsverhältnisse beider Kaumuskel. Der M. masseter zeigte bei den unterschiedlichen Aufbisspositionen konstante Aktivitätsverhältnisse, während der M. temporalis anterior stärker ausgeprägten Schwankungen unterlag. Beide Kaumuskel zeigten eine zunehmende Streuung der Quotienten der Muskelaktivitäten bei sinkender Aufbissintensität.

Die Reliabilität der Messwerte für beide Hauptuntersuchungen lag in einem mittleren Bereich. Signifikante Unterschiede der Muskelaktivitätsquotienten zeigten sich beim Vergleich der Daten der ersten und zweiten Hauptuntersuchung häufiger für den M. temporalis anterior. Vergleicht man die mittleren Muskelaktivitäten (gemessen in μV) des M. masseter mit denen des M. temporalis anterior unter Berücksichtigung der Seite, der Aufbissposition und Aufbissintensität, so ist festzustellen, dass die Mittelwerte des M. masseter höher lagen. Der Bereich zwischen Minimum und Maximum der Muskelaktivitäten ist für beide Kaumuskel bei 35% MVC größer, die interindividuelle Variabilität ist demnach für die hohe Aufbissintensität deutlicher ausgeprägt als für die geringen Aufbissintensitäten. Der M. temporalis anterior zeigte vereinzelt auch eine größere interindividuelle Variabilität bei 10% MVC.

5 Diskussion

5.1 Probanden, verwendete Materialien und Methoden

In der vorliegenden Studie wurde die unmittelbare Einflussnahme von diagonal positionierten okklusalen Veränderungen auf die elektromyografische Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior bei submaximalen Aufbissintensitäten untersucht. Unter Verwendung von 0,8 mm dicken Polykarbonatfolien konnte die statische Okklusion reversibel, kurzfristig und zahnbezogen bei 21 funktionsgesunden Probanden modifiziert werden. Es wurde untersucht, ob differente Aufbisspositionen oder Aufbissintensitäten zu Aktivitätsunterschieden der beiden Kaumuskeln führen. Ferner wurde überprüft, wie hoch die zu erreichende Reliabilität zwischen zwei sich wiederholenden elektromyografischen Messungen ausfallen kann.

Anhand der Messwerte konnten keine signifikanten Aktivitätsunterschiede beider Muskeln zwischen den verschiedenen Aufbisspositionen nachgewiesen werden. Einzelne signifikante Unterschiede müssen aufgrund der kleinen Studienkohorte mit Vorsicht interpretiert werden. Das Aktivitätsverhältnis des M. masseter war bei beiden Aufbissintensitäten nahezu konstant, während der M. temporalis anterior bei 10% MVC stärkere Schwankungen aufwies. Die mittleren ICC-Werte aller Aufbisspositionen betragen für den M. masseter 0,57 bei 10% MVC und 0,68 bei 35% MVC; für den M. temporalis anterior lagen im Mittel Werte von 0,66 bei 10% MVC und 0,61 bei 35% MVC vor. Damit befinden sich die repetitiven Messungen innerhalb eines mittleren Reliabilitätsniveaus. Die Detailanalyse der mittleren Muskelaktivitäten zeigte große intra- und interindividuelle Varianzen der Messwerte.

5.1.1 Probanden

In der vorliegenden Studie wurden nach einer funktionsorientierten Vorauswahl der Probanden nur solche eingeschlossen, welche keine Anzeichen einer CMD zeigten. Das Alter wurde beschränkt auf einen Bereich zwischen dem 20. und 40. Lebensjahr. Festsitzende prothetische Versorgungen stellten kein Ausschluss dar.

Das Bestehen einer CMD kann zu einer veränderten Muskelaktivität führen (Lauriti et al., 2014) und damit zu einer Beeinflussung der Ergebnisse. Daher wurde zwischen funktionsgesunden und funktionsgestörten Probanden mithilfe der RDC/TMD unterschieden. Obwohl diese Klassifikation überaus häufig in der Literatur und im klinischen Alltag Anwendung findet, ist sie dennoch nicht unumstritten. Manche Autoren bemängeln, dass zur Diagnostik simple physiologische Untersuchungen und einfache Selbstauskünfte des Patienten herangezogen werden (Dworkin, 2010). Ein weiterer Kritikpunkt bezieht sich auf die Bewertungsalgorithmen für myofasziale Schmerzen. So ist die Reliabilität des diagnostischen Algorithmus dadurch beeinflusst, wie hoch

das Schmerzempfinden vom Patienten angegeben wird (Look et al., 2010). Es besteht zwar eine gute Reliabilität und Validität für die überarbeiteten diagnostischen Bewertungsalgorithmen für myofasziale Schmerzen und Gelenkschmerzen; die Validität ist jedoch für zwei der drei Formen der Diskusverlagerungen sowie für eine Osteoarthritis bzw. Osteoarthrose ohne bildgebende Verfahren nicht ausreichend (Schiffman et al., 2010).

In mehreren Studien konnte beobachtet werden, dass das Alter einen Einfluss auf gemessene Muskelaktivitäten haben kann. Galo und Mitarbeiter (Galo et al., 2006) ermittelten differente Muskelaktivitäten beim Vergleich von älteren (60-75 Jahre) zu jungen (23-30 Jahre) bezahnten Probanden. Ältere Probanden wiesen eine größere MVC auf. Eine Erklärung für eine Zunahme der elektromyografischen Aktivität im Alter ist der Anstieg des Hautwiderstandes (Fujita et al., 2001). Es bleibt außerdem zu bedenken, dass die Adaptationsfähigkeit an eine okklusale Veränderung mit dem Alter der Probanden abnimmt (Müller und Hasse-Sander, 1993) und die Kaumuskulatur verändert reagiert. Es ist somit wichtig, die Ergebnisse innerhalb einer festgelegten Altersgruppe miteinander zu vergleichen, da sich ansonsten durch altersabhängige Faktoren die Muskelaktivität schon im Ruhezustand unterscheiden würde.

Probanden mit erfolgter Füllungstherapie und festsitzenden Kronen und Brücken wurden in die vorliegende Studie aufgenommen. Iatrogene okklusale Interferenzen sind somit möglich. Um zu diskutieren, wie sich diese auf die Kaumuskulatur auswirken könnten, werden im Folgenden Studien mit längerfristig eingebrachten okklusalen Veränderungen herangezogen. In der Studie von Riise und Sheikholeslam (Riise und Sheikholeslam, 1984) wurde bei elf gesunden Probanden mit einem zahnersatzfreien Zahnstatus eine Amalgam-Füllung rechts auf den ersten Molaren des Oberkiefers aufgebracht, welche den Biss um 0,5 mm sperrte. Die Füllung wurde für eine Woche intraoral belassen. In der Folge wurde eine Abnahme der Muskelaktivität der Elevatoren, insbesondere auf der Seite der Interferenz, beobachtet. Bereits nach 48 Stunden war das Kaumuster deutlich verändert. Die Muskelaktivität des rechten M. masseter nahm ab. Nach der Entfernung der okklusalen Interferenz stellte sich innerhalb von vier Wochen wieder die Ausgangssituation ein. Diese Studie legt nahe, dass längerfristig eingebrachte okklusale Interferenzen zu zahlreichen Adaptationsvorgängen und veränderten Muskelaktivitäten führen können.

In einer weiteren Studie (Michelotti et al., 2005) wurden bei elf weiblichen Probanden für acht Tage Goldfolien in einen an der Okklusion beteiligten Bereich aufgeklebt. Die Probandinnen wurden mit tragbaren EMG-Geräten ausgestattet, welche im Tagesverlauf die Aktivität des M. masseter aufzeichneten. In den ersten zwei Tagen nach Insertion der okklusalen Interferenz zeigte sich eine signifikante Reduktion der Anzahl der aktiven Perioden pro Stunde und eine Reduktion der Amplitude. In den darauffolgen-

den Tagen konnte diese Anpassung nicht mehr nachgewiesen werden. Die Autoren vermuten, dass eine Adaptation an die neue okklusale Situation und eine Reduktion der Höhe der Interferenz durch Attrition stattgefunden hat und somit die Reaktion auf die Veränderung nicht mehr messbar war. Zudem scheinen funktionsgesunde Probanden gut an neue okklusale Situationen zu adaptieren (Le Bell et al., 2002). Diese Studie gibt einen Hinweis darauf, dass langfristig vorhandene okklusale Interferenzen durch eine Adaptation an die Situation ausgeglichen werden können oder zumindest durch die EMG nicht erfasst werden. Auch bleibt zu bedenken, dass Zahnfüllungen und festsitzender Zahnersatz ebenfalls der Attrition unterliegen. Das bedeutet, dass durch einen Abrieb während des Kauvorganges geringfügig störende Bereiche stärker beansprucht werden und die Okklusion sich somit der Ausgangssituation wieder annähern kann.

Eine Beeinflussung der Ergebnisse der vorliegenden Studie durch bereits bestehende iatrogene Interferenzen ist nicht wahrscheinlich. Die Patienten waren beschwerdefrei, die Voruntersuchungen erbrachten keinen Hinweis auf eine okklusale Störung.

5.1.2 Okklusale Interferenzen

Für die vorliegende Studie sollte ein Material für die okklusalen Veränderungen gewählt werden, welches eine stabile und definierte Höhe auch bei repetitiven Messungen aufweist. Die Interferenz musste schnell und präzise positioniert werden und nichtinvasiv sein. In der Literatur fanden bereits unterschiedliche Werkstoffe zur Veränderung der Okklusion Verwendung. Die konfektionierte Watterolle ist verfügbar, einfach und nichtinvasiv zu platzieren. Jedoch ist die Höhe nicht für alle Messungen konstant und variiert zudem durch die Aufbissintensität. Auch ist eine zahnbezogene Platzierung auf Grund der Größe nicht möglich. Weitere Werkstoffe, welche zur Herstellung von okklusalen Interferenzen verwendet wurden, waren Füllungen (Amalgam oder Kunststoff), Metallfolien oder Restaurationen (Onlays, Kronen aus Legierungen oder Kunststoff). Füllungen oder Onlays aus Kunststoff (Baba et al., 2000b) können ohne einen Substanzverlust auf eine geätzte Schmelzoberfläche aufgebracht werden und sind damit minimalinvasiv. Die Kontrolle der Höhe der okklusalen Veränderung ist bei Aufbringung einer Füllung jedoch nicht gegeben und eine Standardisierung kaum möglich. Ein Onlay kann in der gewünschten Schichtstärke hergestellt werden, jedoch ist die Herstellung und Aufbringung auf den Zahn aufwendig und für einen raschen Wechsel der Position während der Untersuchung ungeeignet. Eine ebenfalls gute Kontrolle der Schichtstärke besteht beim Aufkleben einer Metallfolie auf einen Zahn. Handelt es sich dabei um eine Goldfolie (Michelotti et al., 2005) und somit um ein weiches Material, so senkt die natürliche Attrition die Höhe der Interferenz kontinuierlich ab. Kronen können ausschließlich bei umfangreichem Substanzverlust Verwendung finden und sind somit invasiv.

Nach Abwägung aller Vor- und Nachteile erwies sich die Tiefziehfolie als ein adäquates, nichtinvasives Material. Eine Tiefziehfolie aus Polycarbonat hält über eine Klemmwirkung am Zahn und muss nicht zusätzlich durch Klebung oder Zementierung fixiert werden, ein rascher Wechsel der Position war komplikationslos möglich. Die Schichtstärke blieb für die repetitiven Messungen konstant. Als Nachteil der Tiefziehfolie bleibt die strukturierte Oberfläche zu nennen. Durch die Tiefziehfolie wird die Okklusion abgeflacht wiedergegeben, somit sind unkontrollierbare kinematische Effekte nicht auszuschließen.

5.1.3 Visuelles Feedback

Geeignete Kontrollmechanismen ermöglichen standardisierte Versuchsabläufe mit submaximalen Aufbissintensitäten. Besteht für den Probanden keine Möglichkeit der Selbstkontrolle, bergen repetitive Messungen die Gefahr einer veränderten subjektiven Wahrnehmung der aufgebrachten Aufbissintensität durch einen Trainingseffekt oder Ermüdungserscheinung. Die Probanden wurden in der vorliegenden Studie dazu aufgefordert, bei visuellem Feedback 10 bzw. 35% ihrer individuellen MVC bezogen auf den M. masseter zu erreichen.

Ob die Wahl des Bezugsmuskels des visuellen Feedbacks bei Aufbissintensitäten von 10 und 50% MVC einen Einfluss auf die Muskelbalance des M. masseter und M. temporalis anterior bei Erhöhung der vertikalen Dimension nahm, untersuchten Lobbezoo und Mitarbeiter (Lobbezoo et al., 1993) bei sieben Probanden mit einem Durchschnittsalter von 25,7 Jahren. Oberflächenelektroden wurden auf dem M. masseter und auf dem M. temporalis anterior platziert. Verglichen wurde ein visuelles Feedback ausgehend von verschiedenen Bezugsmuskeln (M. masseter, M. temporalis anterior oder von beiden Muskeln). Ein Unterschied der Muskelaktivität des M. masseter konnte nicht festgestellt werden. Für den M. temporalis anterior konnten geringe Effekte verzeichnet werden. Die Autoren schlussfolgern, dass der Bezugsmuskel für das visuelle Feedback keinen entscheidenden Einfluss auf die Muskelaktivität nimmt.

Die Festlegung von Aufbissintensitäten ist bei Studien zur Untersuchung von Veränderungen der Muskelaktivität aufgrund der Notwendigkeit einheitlicher Untersuchungsbedingungen sowie zum Vergleich mit der Literatur wichtig. Ein visuelles Feedback kann dazu genutzt werden, submaximale Aufbissintensitäten zu standardisieren und die Reliabilität zu steigern. Testa und Mitarbeiter (Testa et al., 2011) konnten mit ihrer Studie nachweisen, dass unter visuellem Feedback bei submaximalen Aufbisskräften eine gute Reliabilität erreicht wurde.

In der vorliegenden Studie konnte ein Trainingseffekt beobachtet werden, welcher auf das Feedback zurückgeführt werden kann. Das Untersuchungsprotokoll legte fest,

dass die Probanden für eine Dauer von zwei Sekunden eine horizontale Linie durch eine passende Aufbissintensität leicht überschreiten sollten. Diese wurde während der ersten Untersuchung häufiger unterschritten, in der zweiten Untersuchung konnte die Anforderung gut erfüllt werden. Die Auswertung der Ergebnisse bestätigte höhere Muskelaktivitäten in der zweiten Untersuchung. Es darf gemutmaßt werden, dass mithilfe des visuellen Feedbacks und etwas Übung eine dritte Untersuchung eine höhere Reliabilität erzielt hätte.

5.2 Aufbisskraft und Aufbissintensität

Sowohl die Aufbisskraft als auch die Aufbissintensität (EMG-Potential) geben ein Maß der Kontraktion der Kaumuskulatur an. Ferrario und Mitarbeiter (Ferrario et al., 2004) untersuchten an zehn Probanden das Verhältnis zwischen submaximaler Aufbisskraft und EMG-Potential des M. masseter und M. temporalis anterior. Die Aufbisskraft wurde mit zwei bilateral im Bereich der Molaren positionierten Kraftsensoren ermittelt. Ein Retest erfolgte nach zwei Wochen. Es konnte ein streng lineares Verhältnis zwischen Beißkraft und EMG-Potential belegt werden. Weitere Studien zeigten ein ebenfalls lineares Verhältnis zwischen submaximalen Aufbisskräften und elektromyografischen Muskelaktivitäten (Bakke et al., 1990; Crawford et al., 2015). Van der Bilt und Mitarbeiter (van der Bilt et al., 2008) ermittelten anhand einer Gruppe von 81 Probanden eine signifikante Korrelation zwischen maximaler Aufbisskraft und elektromyografischer Aktivität bei einseitigem und beidseitigem Aufbiss. Arima und Mitarbeiter (Arima et al., 2013) konnten bei Anstieg der Aufbisskraft einen nahezu linearen Anstieg der elektromyografischen Muskelaktivität ermitteln. Weitere aktuelle Studien bestätigten den Zusammenhang zwischen EMG-Potential und Beißkraft (Yen et al., 2015; Melo und Bianchini, 2016).

Gonzalez und Mitarbeiter (Gonzalez et al., 2011) setzten sich mit der Reliabilität des Verhältnisses der EMG-Aktivität und der Beißkraft auseinander. Es nahmen 84 Probanden teil. Sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer wurden bilateral zahnbezogene Acrylkäppchen mit Kraftsensoren für die ersten Molaren und die mittleren Inzisivi hergestellt. Der Biss wurde somit insgesamt um 8 mm gesperrt. Die Probanden wurden dazu aufgefordert, in fünf subjektiv unterschiedlichen Stärken aufzubeißen. Ein Retest erfolgte nach einer Woche. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass das Verhältnis zwischen der elektromyografischen Aktivität des M. masseter und des M. temporalis anterior und der Beißkraft bei Positionierung der Interferenz im Bereich der Molaren und Inzisivi reproduzierbar war.

Auf Grundlage der bereits erwähnten Studien darf von einem nahezu linearen Zusammenhang beider Größen ausgegangen werden. Vertiefend untersuchten Naeije und Mitarbeiter (Naeije et al., 1989), ob die Höhe der festgelegten Aufbissintensität die

Muskelaktivität beeinflusst. Dazu wurde die Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior von 21 gesunden Probanden bei 10, 20, 30, 40 und 50% MVC unter visuellem Feedback verglichen. Die Ergebnisse zeigten, dass bei 10% MVC die Muskelaktivität des M. temporalis anterior größer war als die des M. masseter. Bei 50% MVC kehrte sich das Verhältnis um. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie konnten diese Beobachtung nicht bestätigen. Die Muskelaktivität des M. masseter war bei 10 sowie bei 35% MVC größer als die des M. temporalis anterior. Die differenten Ergebnisse lassen sich vermutlich auf die Unterschiede im Studiendesign zurückführen. In der Studie von Naeije und Mitarbeiter wurde die Okklusion nicht verändert, das Verhältnis beider Muskelaktivitäten wurde zueinander in Bezug gesetzt. In der vorliegenden Studie wurde die Veränderung der Muskelaktivität bei unterschiedlichen Positionierungen von okklusalen Interferenzen ausgewertet. Beobachtet werden konnte, dass bei 10% MVC die Streuung der Aktivitäten des M. temporalis anterior größer war als die des M. masseter, jedoch waren die mittleren Aktivitäten für alle Aufbisspositionen niedriger (siehe Tabellen 6-10).

Zusammenfassend steht die elektromyografische Aufbissintensität in einem reliablen linearen Zusammenhang mit der Aufbisskraft. Die Aufbisskraft wird mittels Kraftsensor quantifiziert und in Newton angegeben, während die Aufbissintensität in Bezug zur MVC gesetzt und in Prozent angegeben wird. Ein Nachteil der Erhebung der Beißkraft ist, dass sie nur durch die Verwendung von Kraftsensoren bestimmt werden kann und diese den Biss erheblich sperren. Nach Manns (Manns et al., 1979) erfolgt so gleichzeitig eine Vordehnung der Muskulatur und damit eine Zunahme (bei Erhöhung der vertikalen Relation um bis zu 20 mm) der Beißkraft. Dahingegen geht die Aufbissintensität aus der elektromyografischen Aktivität hervor, eine Erhöhung der vertikalen Relation ist nicht notwendig. Für die vorliegende Studie hatte die Ermittlung der EMG-Aktivität den entscheidenden Vorteil, dass die Höhe der okklusalen Interferenz frei wählbar wurde. Somit konnten Untersuchungsbedingungen konstruiert werden, welche der Situation im zahnärztlichen Alltag nahekommen. Natürliche (z.B. Wanderung der Zähne und damit verbundenen Veränderungen der Okklusion durch altersbedingte Prozesse), pathologische (z.B. Zahnwanderungen durch eine Parodontose) oder iatrogene (z.B. Erhöhung der vertikalen Dimension durch zahnerhaltende oder zahnersetzende Maßnahmen) Veränderungen der okklusalen Höhe sind meistens sehr gering ausgeprägt. Dank des linearen Verhältnisses zwischen Aufbisskraft und EMG-Aktivität konnten die Vorteile der EMG genutzt werden und zugleich war es möglich, die Kraftanstrengung des Probanden auf eine sich verändernde Situation quantitativ zu bewerten.

5.3 Einfluss okklusaler Interferenzen auf die Muskelaktivität

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind durch die diagonal positionierten Interferenzen nur bedingt mit anderen Untersuchungen vergleichbar. Zwischen den verschiedenen okklusalen Veränderungen konnten keine signifikanten Unterschiede der Aktivitätsverhältnisse der Kaumuskeln verzeichnet werden. Baba und Mitarbeiter (Baba et al., 2000a) stellten ebenfalls fest, dass es zwischen transversal positionierten okklusalen Veränderungen keine signifikanten Unterschiede gab. Sie untersuchten, wie sich Interferenzen auf die elektromyografischen Aktivitäten des M. masseter und M. temporalis anterior und auf die Bewegung des Unterkiefers bei submaximalen Aufbissintensitäten auswirkten. Die Aufbissintensität konnte durch ein visuelles Feedback kontrolliert werden. Für sieben Probanden mit einem Durchschnittsalter von 25 Jahren wurden für den Unterkiefer individuelle okklusale Acrylstopps gefertigt, welche den Biss um 2 mm sperrten. Es wurden insgesamt sechs unilaterale und bilaterale Aufbisspositionen konstruiert. Sowohl die Muskelaktivität als auch der Asymmetrieindex zeigten zwischen dem bilateral veränderten Aufbiss und der unveränderten Okklusion keine signifikanten Unterschiede. Für den M. temporalis anterior wurden signifikante Unterschiede zwischen den veränderten okklusalen Bedingungen verzeichnet, jedoch ausschließlich für unilaterale Positionierungen.

MacDonald und Hannam (MacDonald und Hannam, 1984) untersuchten den Zusammenhang zwischen okklusalen Interferenzen und der elektromyografischen Aktivität der kieferschließenden Muskeln (M. masseter, M. temporalis und M. pterygoideus medialis) bei 50 und 100% MVC im zentrischen Aufbiss. Insgesamt nahmen zehn Probanden mit einem mittleren Durchschnittsalter von 35,4 Jahren teil. Für jeden Teilnehmer wurden sechs individuell angefertigte okklusale Stopps angefertigt, welche den Biss im Bereich der Inzisivi um 1 mm sperrten. Zur diagonalen Veränderung der Okklusion wurden die Interferenzen auf einem Molaren und auf dem Eckzahn der Gegenseite positioniert. Eine weitere diagonale Aufbissveränderung ergab sich durch eine Positionierung der Interferenz auf einem Molaren und Eckzahn einer Seite und auf dem kontralateralen Eckzahn. Die okklusalen Stopps verbanden die Zähne des Ober- und Unterkiefers miteinander, um laterale Bewegungen zu verhindern und eine größere Stabilität zu ermöglichen. Die Probanden wurden gebeten, subjektiv maximal und mit halber Aufbissintensität aufzubeißen. Die Autoren zeigten ebenfalls, dass keine Veränderung der elektromyografischen Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior zwischen der natürlichen maximalen und veränderten Interkuspidation beobachtet werden konnte. Unterschiede der Aktivitäten wurden dagegen zwischen den verschiedenen Positionen der okklusalen Interferenzen gefunden. Ein Anstieg der Muskelaktivität konnte bei Positionierung der Interferenz auf Molaren und Eckzahn im Vergleich zu einer alleinigen Eckzahnpositionierung gefunden werden. Ebenfalls konnte eine höhere Aktivität bei einem posterioren Aufbiss im Vergleich zu einem anterioren

Aufbiss verzeichnet werden. Die Autoren schlussfolgern, dass der hintere Zahnbogen biomechanisch dafür ausgelegt ist, mehr Kraft aufzunehmen. Zudem nehmen sie an, dass im anterioren Anteil des Kiefers mehr inhibierende Mechanorezeptoren lokalisiert sein sollen.

In der vorliegenden Studie zeigte ein Vergleich einer posterioren Positionierung der Interferenz (siehe Tabelle 6, M2_M1) mit einer anterioren (siehe Tabelle 10, E_F) bei 10% MVC des rechten M. masseter keinen deutlichen Unterschied der mittleren Muskelaktivität. Für die erste Hauptuntersuchung lag diese für M2_M1 bei 45,2 μV und für E_F bei 46,68 μV . Bei 35% MVC wurde der Unterschied zwischen den mittleren Muskelaktivitäten größer mit 142,88 μV für M2_M1 und für E_F mit 118,02 μV . Der rechte M. temporalis zeigte bereits bei 10% MVC einen deutlichen Unterschied zwischen den Muskelaktivitäten mit 38,91 μV bei M2_M1 und 26,08 μV bei E_F. Die Erklärung von MacDonald und Kollegen, dass der hintere Zahnbogen für höhere Kräfte ausgelegt ist und deswegen die Muskelaktivität bei Positionierung der Interferenz dort höher ausfällt, kann durch die Ergebnisse bei 35% MVC der vorliegenden Studie gestützt werden. Die Aussagen, dass inhibierende Rezeptoren die Muskelaktivität adjustieren und diese gehäuft in der Front aufzufinden sind, werden durch folgende Studien ebenfalls unterstützt. Van Steenberghe und de Vries (van Steenberghe und de Vries, 1978) ermittelten, dass höhere Aufbisskräfte unter lokaler Anästhesie entwickelt werden konnten. Demnach wirken parodontale Reize inhibierend auf die Muskelaktivität. Desjardins und Mitarbeiter (Desjardins et al., 1971) stellten fest, dass die Nervendichte im Oberkiefer von der Front zu den Molaren abnimmt. Erweiternd deuten die Ergebnisse der vorliegenden Studie darauf hin, dass der M. temporalis anterior sensibler auf Veränderungen der Okklusion reagiert, weil dieser im Unterschied zum M. masseter schon bei einer sehr geringen Aufbissintensität eine reduzierte Muskelaktivität bei anteriorer Positionierung der Interferenz zeigte.

Wang und Mitarbeiter (Wang et al., 2009) konnten bereits eine signifikante Abnahme der Muskelaktivität des M. temporalis anterior und eine leichte Abnahme der Aktivität des M. masseter bei einer Positionierung der Interferenzen von den Molaren zu den Prämolaren verzeichnen. Die Okklusion wurde unter anderem durch eine transversale Positionierung von zwei konfektionierten Watterollen bei 47 Probanden verändert. Diese wurden gebeten, maximal aufzubeißen. In der vorliegenden Studie ist ebenfalls eine Abnahme der Muskelaktivität von den Molaren zu den Prämolaren erkennbar, jedoch ist diese für beide Kaumuskel ähnlich gering ausgeprägt. Die mittlere Muskelaktivität lag für den rechten M. masseter in der ersten Hauptuntersuchung bei der Aufbissposition M2_M1 mit 35% MVC bei 142,88 μV und für die Aufbissposition P2_P1 mit 35% MVC bei 133,94 μV . Bei Betrachtung des rechten M. temporalis anterior lagen die mittleren Muskelaktivitäten für M2_M1 mit 35% MVC bei 87,84 μV und für P2_P1 mit 35% MVC bei 76,10 μV . Die unterschiedlichen Ergebnisse könnten auf Differenzen im

Studiendesign zurückzuführen sein. Der Durchmesser einer Watterolle von 17 mm war zu Beginn der Messungen bei allen Probanden identisch, jedoch ermöglichte die weiche Textur eine unterschiedliche Komprimierung abhängig von der individuellen Aufbisskraft. Auch blieb die Höhe der Interferenz im Verlauf einer Messung nicht konstant. Eine zahnbezogene Positionierung ist mit Watterollen nicht möglich, daher werden in der genannten Studie die Molaren oder die Prämolaren als Gruppe untersucht. In der vorliegenden Studie sollten okklusale Veränderungen konstruiert werden, welche der Situation in der zahnärztlichen Praxis nahekommen. Bei Einbeziehung einer profilierten Okklusionsgestaltung zeigten sich große interindividuelle Unterschiede in Bezug auf die Muskelaktivitäten. Der Aufbiss auf weiche bzw. harte Oberflächen zeigt bezüglich der ermittelten Muskelaktivitäten Unterschiede. Ferner ist für die vorliegende Studie zu erwähnen, dass durch die Einbeziehung einer profilierten Okklusionsgestaltung kinematische Effekte entstanden sein könnten, welche nicht separat berücksichtigt oder kontrolliert wurden.

Forrester und Mitarbeiter (Forrester et al., 2010) untersuchten die Wirkung von okklusalen Veränderungen mit unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheiten auf die Aktivität der Kaumuskulatur. Es wurden 41 Probanden gebeten abwechselnd maximal in der Interkuspitationsposition, mit transversal auf den Molaren positionierten Watterollen und auf einen anterioren Aufbissblock oder Holzspatel aufzubeißen. Für die Auswertung der wiederholten Aufbisse wurden nur die höchsten EMG-Messwerte verwendet. Die Ergebnisse zeigten, dass die Aktivität beider Kaumuskeln bei einer anterioren Veränderung der Okklusion signifikant sank. Ein Aufbiss auf posterior transversal positionierte Watterollen erhöhte die Aktivität des M. masseter im Vergleich zur natürlichen Interkuspitation. Die Symmetrie der rechten und linken Muskelaktivität war bei posteriorer Interferenz signifikant höher als bei anterior positionierter. Die niedrigste Gruppenvarianz wurde durch den Aufbiss auf Watterollen erreicht. Die Autoren schlussfolgern, dass weiche Oberflächen die beste Möglichkeit bieten, neuromuskuläre Funktionen miteinander zu vergleichen. Wie in den zuvor aufgeführten Studien wurde auch in dieser eine reduzierte Muskelaktivität bei Veränderung der Okklusion im anterioren Bereich ermittelt. In der vorliegenden Studie konnte eine Tendenz zu einer stärker ausgeprägten Symmetrie der Muskelaktivitäten der rechten und linken Seite bei einer posterior positionierten Interferenz festgestellt werden. Ein Vergleich des rechten und linken M. masseter der ersten Hauptuntersuchung bei 10% MVC in der Aufbissposition M2_M1 zeigte eine Differenz der mittleren Muskelaktivitäten von 1,68 μV (M. masseter rechts minus M. masseter links), in der Aufbissposition E_F bestand eine Differenz von 4,29 μV . Forrester und Mitarbeiter gaben an, dass die geringste Gruppenvarianz durch Interferenzen mit weichen Oberflächen erreicht werden konnte. In der vorliegenden Studie traten übereinstimmend interindividuelle Unterschiede auf, die eine Folge der Einbeziehung einer individuellen Okklusion sein könnten.

5.4 Messverfahren

5.4.1 Normalisierungsverfahren

Die Verwendung eines Normalisierungsverfahrens ermöglicht es, Messwerte von unterschiedlichen Probanden zu verschiedenen Messzeitpunkten standardisiert miteinander zu vergleichen (Hugger et al., 2008). Dabei werden gemessene elektromyografische Werte in Bezug zu einem Referenzwert gesetzt, häufig zum Wert der MVC oder einer festgelegten Aufbisskraft. Eine retrospektive Analyse von 35 Studien, die im Jahr 2004 veröffentlicht wurden (Armijo-Olivo et al., 2007) belegte, dass unterschiedliche Möglichkeiten der Normalisierung genutzt wurden. Einen internationalen Standard oder Empfehlungen der Fachgesellschaften gibt es diesbezüglich nicht. In der vorliegenden Studie fand die MVC-Normalisierung Anwendung. Bei diesem Verfahren ist es wichtig, das maximale Aufbeißen vor der ersten Messung zu üben und die Probanden während des maximalen Aufbisses mit einer auffordernden Stimmführung zu motivieren. Ein visuelles Feedback kann ebenfalls sehr hilfreich sein. Das Verfahren ist fehlerhaft, wenn die Probanden nicht maximal aufbeißen, weil alle im Anschluss gemessenen Werte zu einem zu niedrigen MVC-Wert in Bezug gesetzt werden. Um Fehler bei der Messung des Bezugswertes zu verhindern, dürfen sich die Probanden nicht gehemmt fühlen und der maximale Aufbiss muss schmerzlos sein. Bei einer funktionsgesunden Probandengruppe und einer gewissenhaften Durchführung ist dieses Verfahren eine zuverlässige Methode, die Messwerte einer Gruppe vergleichbar zu gestalten. Botelho und Mitarbeiter (Botelho et al., 2011) konnten mit ihren Untersuchungen bestätigen, dass die Variationskoeffizienten bei den MVC-normierten Messungen geringer ausfielen als bei nicht standardisierten Vergleichswerten.

Crawford und Mitarbeiter (Crawford et al., 2015) untersuchten die Reliabilität von submaximal normierten elektromyografischen Messwerten. Insgesamt wurden 30 Probanden in die Studie aufgenommen, bei vier weiblichen Probanden wurden die Messungen nach sechs Monaten zur Überprüfung der Reliabilität wiederholt. Die Probanden wurden dazu aufgefordert, maximal und unter visuellem Feedback submaximal (75, 50, 25%) auf individuelle Beißkraftsensoren aufzubeißen. Es wurde eine Normalisierung mit der Muskelaktivität durchgeführt, welche bei einer Aufbisskraft von 20 N erreicht wurde. Durch die Anwendung des Normalisierungsverfahrens mit einer niedrigen Aufbisskraft konnte eine reduzierte Variabilität der Messwerte zwischen beiden Messsitzungen und damit eine verbesserte Reliabilität erreicht werden. Es konnte ein reproduzierbarer und linearer Zusammenhang zwischen den elektromyografischen Muskelaktivitäten und maximalen bzw. submaximalen Aufbisskräften ermittelt werden. Die aktuellen Studien belegen, dass eine Normalisierung der elektromyografischen Muskelaktivitäten mit maximalen oder submaximalen Aufbisskräften wesentlich ist für eine hohe Reliabilität.

5.4.2 Reliabilität der Oberflächen-Elektromyografie

Castroflorio und Mitarbeiter (Castroflorio et al., 2005) konnten bestätigen, dass mittels Oberflächen-EMG reliable Messwerte der Ruheaktivität des M. masseter und M. temporalis anterior erhoben werden können; sowohl innerhalb einer Messsitzung als auch für unterschiedliche Messzeitpunkte. Ferrario und Mitarbeiter (Ferrario und Sforza, 1996) zeigten ebenfalls eine gute Reliabilität für den Kauvorgang. Somit liegt für unterschiedliche Aktivitätsniveaus der Kaumuskulatur eine gute Reliabilität der elektromyografischen Messungen vor. Diese hängt jedoch von unterschiedlichen Faktoren ab.

Inwiefern die Reliabilität von der Interelektrodendistanz abhängt, untersuchten Castroflorio und Mitarbeiter (Castroflorio et al., 2006). Sie befassten sich mit der Reliabilität der Messwerte des M. masseter und M. temporalis anterior bei isometrischen submaximalen Kontraktionen und verschiedenen Abständen zwischen den Elektroden (10, 20 und 30 mm). Die Autoren zeigten, dass mit steigendem Interelektrodenabstand die Sensitivität der elektromyografischen Messwerte für geringe Abweichungen bei der Repositionierung reduziert wurde und somit die Reliabilität der Messungen stieg. Eine gute Reproduzierbarkeit der gemessenen Muskelaktivitäten bei submaximalen Kontraktionen konnte bestätigt werden. In der vorliegenden Studie wurden bipolare Einwegelektroden mit einer Zwischenelektrodendistanz von 20 mm verwendet. Für den Bereich der Kaumuskulatur ist dies ein gängiges Format. Einerseits kann somit ein ausreichender Interelektrodenabstand eingehalten werden, andererseits sind die bipolaren Elektroden gerade so groß, dass eine ungewollte Messung der benachbarten (mimischen) Muskulatur minimiert wird.

Die Reliabilität wird durch eine präzise Positionierung und Repositionierung der Elektroden beeinflusst. Castroflorio und Mitarbeiter (Castroflorio et al., 2005) zeigten, dass Hilfsmittel zur Repositionierung bei funktionsgesunden Probanden keinen positiven Effekt auf die Reproduzierbarkeit hatten. Eine gründliche Palpation der Kaumuskulatur und die Beachtung des Faserverlaufs erwiesen sich als ausreichend. Dahingegen wurde in einer weiteren Gruppe mit myofaszialem Schmerz eine höhere Reliabilität durch eine gesichtsbogenunterstützte Repositionierung erreicht. Eine weitere Studie untersuchte den Einfluss der Erfahrung eines Untersuchers auf die Reliabilität der Messwerte (Ferrario et al., 1991). Signifikante Unterschiede der Messergebnisse zwischen unterschiedlichen Untersuchern konnten ausschließlich während der ersten Messungen verzeichnet werden. Diese Unterschiede wurden mit einer fehlenden Untersuchungserfahrung begründet. Die Autoren schlussfolgern, dass die Erfahrung des Untersuchers und ein ausführliches Untersuchungsprotokoll erforderlich ist für eine hohe Reliabilität. Für die vorliegende Studie wurde bereits bei der Voruntersuchung das Palpieren der Kaumuskulatur und Positionieren der Oberflächenelektroden trainiert. Ein Untersuchungsprotokoll ermöglichte einen routinierten und vergleichbaren

Ablauf der Messungen. Das Repositionieren der Elektroden wurde durch eine probandenbezogene Schablone präzisiert. In Anlehnung an die zuvor genannten Studien wurden damit ausreichende Voraussetzungen für eine gute Reliabilität der elektromyografischen Messwerte geschaffen, dennoch mussten deutliche intra- und interindividuelle Unterschiede verzeichnet werden. Die Muskulatur weist unterschiedliche Aktivierungszustände von tiefen und oberflächlichen Fasern auf (Belser und Hannam, 1986; Rues et al., 2008). Eine Änderung der Aktivität von den oberflächlichen zu den tiefen Fasern wäre durch die Oberflächen-EMG nicht zu erfassen und stellt eine mögliche Ursache für die Differenzen dar.

Eine weitere mögliche Erklärung für das Auftreten von intraindividuellen Unterschieden und der damit verbundenen Reduzierung der Reliabilität untersuchten Hellmann und Mitarbeiter (Hellmann et al., 2011). Sie verglichen die Muskelaktivitäten des M. masseter und M. temporalis anterior bei repetitiven Übungen mit Aufbisskräften von 100, 200 und 300 N. Die Übungen umfassten einen maximalen uni- und bilateralen Aufbiss auf Watterollen, koordinative Übungen mit einem hydrostatischen System und unilaterale Kauübungen. Die Messungen wurden nach zwei und zehn Wochen wiederholt. Die Autoren stellten fest, dass bereits bei der ersten Messwiederholung eine Reduktion der elektromyografischen Aktivität um 20% und in der zweiten Messwiederholung eine Reduktion um 40% im Vergleich zu der ersten Messung erreicht werden konnte. Das Ergebnis ist nicht konform mit dem der vorliegenden Studie. In dieser konnten für die zweite Hauptuntersuchung höhere mittlere Muskelaktivitäten beider Kaumuskeln verzeichnet werden (siehe Kapitel 4.3.2). Dieser Unterschied basiert wesentlich auf einem unterschiedlichen Studiendesign. Hellmann und Mitarbeiter untersuchten das Koordinationsvermögen, indem sie das neuromuskuläre System dazu veranlassten, den Unterkiefer in Balance zu halten. Die vorliegende Studie wurde als Provokationsstudie konzipiert; die kurzfristige Reaktion auf sich ändernde okklusale Situationen wurde untersucht. Beide Studien verdeutlichen jedoch, dass jeweils Adaptationen stattgefunden haben.

6 Schlussfolgerungen

Das Ziel der Studie war es, die unmittelbare Wirkung von okklusalen, diagonal positionierten Interferenzen auf die elektromyografische Muskelaktivität des M. masseter und des M. temporalis anterior bei submaximalen Aufbissintensitäten von 10 und 35% MVC bei funktionsgesunden Probanden zu erfassen. Die Messwerte beider Hauptuntersuchungen wurden mittels einer Reliabilitätsanalyse verglichen.

Die Auswertung zeigte eine nahezu konstante Aktivität des M. masseter bei unterschiedlichen Positionierungen der okklusalen Interferenzen. Der M. temporalis anterior unterlag stärkeren Schwankungen, welche mit steigender Aufbissintensität abnahmen. Die Ergebnisse bekräftigen die Annahme, dass beide Muskeln unterschiedliche Aufgaben erfüllen. Der M. masseter dient vornehmlich der Erzeugung größerer Kräfte, während der M. temporalis anterior sensibel auf veränderte Situationen reagiert und an diese feinmotorisch adaptiert.

Die mittlere Reliabilität mit ausgeprägten intra- und interindividuellen Unterschieden gibt Hinweise darauf, dass neuromuskuläre Kompensationsmechanismen vielfältig sind und ein Proband nach Tagesform oder Situation unterschiedlich reagieren kann. Die Ergebnisse sprechen dafür, dass die Kaumuskulatur ein großes Potential aufweist, an veränderte okklusale Bedingungen zu adaptieren. Die zweite Hauptuntersuchung zeigte vielfach eine Anpassung an die okklusale Provokation mit einer Erhöhung der Muskelaktivität. Eine mögliche Erklärung für diesen Effekt ist eine muskuläre Steifigkeit.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten darauf hin, dass kurzfristige, diagonal positionierte okklusale Interferenzen bei funktionsgesunden Probanden individuelle neuromuskuläre Anpassungen hervorrufen können. Um ein fundiertes Verständnis möglicher Reaktionsmuster bei funktionsgesunden Probanden und Patienten mit CMD zu erlangen, könnten weiterführende Studien untersuchen, ob ähnliche Anpassungen bei CMD-Patienten zu beobachten sind.

7 Literatur- und Quellenverzeichnis

Ahlers, M. O., Biffar, R., Bumann, A., Freesmeyer, W. B., Fuchs, B., Hugger, A., Kordaß, B., Klett, R., Koeck, B., Meyer, G., Ottl, P., Seeher, W.-D., Schindler, H. J. & Türp, J. C. **2006**. Terminologie der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (AFDT) und der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGzPW), Dtsch Zahnärztl Z, 61, 8-10.

Arima, T., Takeuchi, T., Honda, K., Tomonaga, A., Tanosoto, T., Ohata, N. & Svensson, P. **2013**. Effects of interocclusal distance on bite force and masseter EMG in healthy participants. J Oral Rehabil, 40, 900-8.

Armijo-Olivo, S., Gadotti, I., Kornerup, M., Lagravere, M. O. & Flores-Mir, C. **2007**. Quality of reporting masticatory muscle electromyography in 2004: a systematic review. J Oral Rehabil, 34, 397-405.

Baba, K., Akishige, S., Yaka, T. & Ai, M. **2000a**. Influence of alteration of occlusal relationship on activity of jaw closing muscles and mandibular movement during submaximal clenching. J Oral Rehabil, 27, 793-801.

Baba, K., Yugami, K., Akishige, S. & Ai, M. **2000b**. Immediate effect of occlusal contact pattern in lateral jaw position on the EMG activity in jaw-elevator muscles in humans. Int J Prosthodont, 13, 500-5.

Baker, R. & Llinas, R. **1971**. Electrotonic coupling between neurones in the rat mesencephalic nucleus. J Physiol, 212, 45-63.

Bakke, M., Holm, B., Jensen, B. L., Michler, L. & Moller, E. **1990**. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. Scand J Dent Res, 98, 149-58.

Belser, U. C. & Hannam, A. G. **1986**. The contribution of the deep fibers of the masseter muscle to selected tooth-clenching and chewing tasks. J Prosthet Dent, 56, 629-35.

Blanksma, N. G. & Van Eijden, T. M. **1995**. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during static biting, open/close excursions, and chewing. J Dent Res, 74, 1318-1327.

Blanksma, N. G., Van Eijden, T. M., Van Ruijven, L. J. & Weijs, W. A. **1997**. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during dynamic tasks guided by visual feedback. *J Dent Res*, 76, 542-51.

Botelho, A. L., Gentil, F. H., Sforza, C. & Da Silva, M. A. **2011**. Standardization of the electromyographic signal through the maximum isometric voluntary contraction. *Cranio*, 29, 23-31.

Byers, M. R. & Holland, G. R. **1977**. Trigeminal nerve endings in gingiva, junctional epithelium and periodontal ligament of rat molars as demonstrated by autoradiography. *Anat Rec*, 188, 509-23.

Castroflorio, T., Icardi, K., Becchino, B., Merlo, E., Debernardi, C., Bracco, P. & Farina, D. **2006**. Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 16, 498-505.

Castroflorio, T., Icardi, K., Torsello, F., Deregibus, A., Debernardi, C. & Bracco, P. **2005**. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio*, 23, 130-7.

Crawford, S. R., Burden, A. M., Yates, J. M., Zioupos, P. & Winwood, K. **2015**. Can masticatory electromyography be normalised to submaximal bite force? *J Oral Rehabil*, 42, 323-30.

Desjardins, R. P., Winkelmann, R. K. & Gonzalez, J. B. **1971**. Comparison of nerve endings in normal gingiva with those in mucosa covering edentulous alveolar ridges. *J Dent Res*, 50, 867-79.

Dworkin, S. F. **2010**. Research Diagnostic criteria for Temporomandibular Disorders: current status & future relevance. *J Oral Rehabil*, 37, 734-43.

Dworkin, S. F. & Leresche, L. **1992**. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord*, 6, 301-55.

Edel, A. & Wills, D. J. **1975**. A method of studying the effects of reduced alveolar support on the sensibility to axial force on the incisor teeth in humans. *J Clin Periodontol*, 2, 218-25.

Egermark-Eriksson, I., Carlsson, G. E., Magnusson, T. & Thilander, B. **1990**. A longitudinal study on malocclusion in relation to signs and symptoms of cranio-mandibular disorders in children and adolescents. *Eur J Orthod*, 12, 399-407.

Eriksson, P. O. & Thornell, L. E. **1983**. Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles. *Arch Oral Biol*, 28, 781-95.

Ferrario, V. F. & Sforza, C. **1996**. Coordinated electromyographic activity of the human masseter and temporalis anterior muscles during mastication. *Eur J Oral Sci*, 104, 511-7.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Colombo, A. & Ciusa, V. **2000**. An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects. *J Oral Rehabil*, 27, 33-40.

Ferrario, V. F., Sforza, C., D'addona, A. & Miani, A., Jr. **1991**. Reproducibility of electromyographic measures: a statistical analysis. *J Oral Rehabil*, 18, 513-21.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G. & Tartaglia, G. M. **2004**. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*, 32, 451-7.

Forrester, S. E., Allen, S. J., Presswood, R. G., Toy, A. C. & Pain, M. T. **2010**. Neuromuscular function in healthy occlusion. *J Oral Rehabil*, 37, 663-9.

Freesmeyer, W. B. **1987**. Funktionelle Befunde im orofazialen System und deren Wechselwirkung, Habilitationsschrift Tübingen, München, Wien: Carl Hanser Verlag.

Freiwald, J., Baumgart, C. & Konrad, P. **2007**. Einführung in die Elektromyographie, Ballingen: Spitta Verlag.

Fujita, T., Fujii, Y., Okada, S. F., Miyauchi, A. & Takagi, Y. **2001**. Fall of skin impedance and bone and joint pain. *J Bone Miner Metab*, 19, 175-9.

Galo, R., Vitti, M., Santos, C. M., Hallak, J. E. & Regalo, S. C. **2006**. The effect of age on the function of the masticatory system-an electromyographical analysis. *Gerodontology*, 23, 177-82.

Gonzalez, Y., Iwasaki, L. R., Mccall, W. D., Jr., Ohrbach, R., Lozier, E. & Nickel, J. C. **2011**. Reliability of electromyographic activity vs. bite-force from human masticatory muscles. *Eur J Oral Sci*, 119, 219-24.

Graber, G. **1989**. Der Einfluß von Psyche und Stress bei dysfunktionalen Erkrankungen des stomatognathen Systems, in: Hupfaut, L. (Hrsg.), Funktionsstörungen des Kauorgans. Praxis der Zahnheilkunde, 2. Aufl., München: Urban und Schwarzenberg Verlag, 51-74.

Grünheid, T., Langenbach, G. E., Korfage, J. A., Zentner, A. & Van Eijden, T. M. **2009**. The adaptive response of jaw muscles to varying functional demands. Eur J Orthod, 31, 596-612.

Hannam, A. G. & Mcmillan, A. S. **1994**. Internal organization in the human jaw muscles. Crit Rev Oral Biol Med, 5, 55-89.

Hellmann, D., Giannakopoulos, N. N., Blaser, R., Eberhard, L., Rues, S. & Schindler, H. J. **2011**. Long-term training effects on masticatory muscles. J Oral Rehabil, 38, 912-20.

Hellwig, E., Klimek, J. & Attin, T. **2010**. Einführung in die Zahnerhaltung, 5. Aufl., Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag., 444-466.

Helm, S. & Petersen, P. E. **1989**. Mandibular dysfunction in adulthood in relation to morphologic malocclusion at adolescence. Acta Odontol Scand, 47, 307-14.

Hugger, A. **2000**. Gelenknahe elektronische Erfassung der Unterkieferfunktion und ihre Umsetzung in den Artikulator, Habilitationsschrift, Berlin: Quintessenz Verlag.

Hugger, A., Hugger, S. & Schindler, H. J. **2008**. Surface electromyography of the masticatory muscles for application in dental practice. Current evidence and future developments. Int J Comput Dent, 11, 81-106.

Hugger, A., Türp, J. C. & Kerschbaum, T. **2006**. Orale Physiologie, Berlin: Quintessenz Verlag.

Johansson, A. S., Svensson, K. G. & Trulsson, M. **2006**. Impaired masticatory behavior in subjects with reduced periodontal tissue support. J Periodontol, 77, 1491-7.

Kidokoro, Y., Kubota, K., Shuto, S. & Sumino, R. **1968**. Reflex organization of cat masticatory muscles. J Neurophysiol, 31, 695-708.

Korfage, J. A. & Van Eijden, T. M. **1999**. Regional differences in fibre type composition in the human temporalis muscle. J Anat, 194 (Pt 3), 355-62.

- Korfage, J. A. & Van Eijden, T. M. **2000**. Myosin isoform composition of the human medial and lateral pterygoid muscles. *J Dent Res*, 79, 1618-25.
- Krentz, H. **2008**. *Statistische Analysen mit SPSS in der Medizin*, Aachen: Shaker Verlag.
- Krummenauer, F., Wojciechowski, C., Baulig, C. & Al-Nawas, B. **2007**. Boxplots – die flexible Alternative zum „Antennen-Bildchen“. *Zahnärztl Impl*;23(4):308-311.
- Lauriti, L., Motta, L. J., De Godoy, C. H., Biasotto-Gonzalez, D. A., Politti, F., Mesquita-Ferrari, R. A., Fernandes, K. P. & Bussadori, S. K. **2014**. Influence of temporomandibular disorder on temporal and masseter muscles and occlusal contacts in adolescents: an electromyographic study. *BMC Musculoskelet Disord*, 15, 123.
- Le Bell, Y., Jamsa, T., Korri, S., Niemi, P. M. & Alanen, P. **2002**. Effect of artificial occlusal interferences depends on previous experience of temporomandibular disorders. *Acta Odontol Scand*, 60, 219-22.
- Lobbezoo, F., Van Der Glas, H. W., Van Kampen, F. M. & Bosman, F. **1993**. The effect of an occlusal stabilization splint and the mode of visual feedback on the activity balance between jaw-elevator muscles during isometric contraction. *J Dent Res*, 72, 876-82.
- Look, J. O., John, M. T., Tai, F., Huggins, K. H., Lenton, P. A., Truelove, E. L., Ohrbach, R., Anderson, G. C. & Shiffman, E. L. **2010**. The Research Diagnostic Criteria For Temporomandibular Disorders. II: reliability of Axis I diagnoses and selected clinical measures. *J Orofac Pain*, 24, 25-34.
- Lund, J. P. **1991**. Mastication and its control by the brain stem. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2, 33-64.
- Lund, J. P., Lamarre, Y., Lavigne, G. & Duquet, G. **1983**. Human jaw reflexes. *Adv Neurol*, 39, 739-55.
- Macdonald, J. W. & Hannam, A. G. **1984**. Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part I. *J Prosthet Dent*, 52, 718-28.
- Manfredini, D., Lombardo, L. & Siciliani, G. **2017**. Dental Angle class asymmetry and temporomandibular disorders. *J Orofac Orthop*, DOI 10.1007/s00056-016-0079-4.

- Manns, A., Chan, C. & Miralles, R. **1987**. Influence of group function and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles. *J Prosthet Dent*, 57, 494-501.
- Manns, A., Miralles, R. & Palazzi, C. **1979**. EMG, bite force, and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. *J Prosthet Dent*, 42, 674-82.
- Melo, D. G. & Bianchini, E. M. **2016**. Relationship between electrical activity of the temporal and masseter muscles, bite force, and morphological facial index. *Codas*, 28, 409-16.
- Meyer, E. & Eichner, K. **1987**. Untersuchung zur Tastempfindlichkeit menschlicher Front- und Seitenzähne unter Berücksichtigung verschiedener Arten von Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z*, 42, 358-361.
- Meyer-Waarden, K. **1985**. Bioelektrische Signale und ihre Ableitverfahren, Stuttgart: Schattauer Verlag.
- Michelotti, A., Farella, M., Gallo, L. M., Veltri, A., Palla, S. & Martina, R. **2005**. Effect of occlusal interference on habitual activity of human masseter. *J Dent Res*, 84, 644-8.
- Miller, A. J. **1991**. Craniomandibular muscles: their role in function and form, Boca Raton, FL, CRC Press.
- Moll, K. J. & Moll, M. **2006**. Anatomie, 18. Aufl., München: Urban und Fischer Verlag.
- Müller, F. & Hasse-Sander, I. **1993**. Experimental studies of adaptation to complete dentures related to ageing. *Gerodontology*, 10, 23-7.
- Naeije, M., Mccarroll, R. S. & Weijs, W. A. **1989**. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the inter-cuspal position. *J Oral Rehabil*, 16, 63-70.
- Ness, A. R. **1954**. The mechanoreceptors of the rabbit mandibular incisor. *J Physiol*, 126, 475-93.
- Peck, C. C., Sooch, A. S. & Hannam, A. G. **2002**. Forces resisting jaw displacement in relaxed humans: a predominantly viscous phenomenon. *J Oral Rehabil*, 29, 151-60.
- Posselt, U. **1952**. Studies in the mobility of the human mandible. *Acta Odonth Scand*, Suppl 10.

- Posselt, U. **1968**. Physiology of Occlusion and Rehabilitation, Oxford, Blackwell Science; 2nd edition.
- Ramfjord, S. & Ash, M. **1992**. Individuell optimale Okklusion, Berlin: Quintessenz Verlag.
- Riise, C. & Sheikholeslam, A. **1984**. Influence of experimental interfering occlusal contacts on the activity of the anterior temporal and masseter muscles during mastication. J Oral Rehabil, 11, 325-33.
- Ringqvist, M. **1974**. Fiber types in human masticatory muscles. Relation to function. Scand J Dent Res, 82, 333-55.
- Riolo, M. L., Brandt, D. & Tenhave, T. R. **1987**. Associations between occlusal characteristics and signs and symptoms of TMJ dysfunction in children and young adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 92, 467-77.
- Rubin, A. **2009**. Statistics for Evidence-Based Practice and Evaluation., Belmont: Wadsworth Publishing.
- Rues, S., Schindler, H. J., Turp, J. C., Schweizerhof, K. & Lenz, J. **2008**. Motor behavior of the jaw muscles during different clenching levels. Eur J Oral Sci, 116, 223-8.
- Schaerer, P., Stallard, R. E. & Zander, H. A. **1967**. Occlusal interferences and mastication: an electromyographic study. J Prosthet Dent, 17, 438-49.
- Schiffman, E. L., Ohrbach, R., Truelove, E. L., Tai, F., Anderson, G. C., Pan, W., Gonzalez, Y. M., John, M. T., Sommers, E., List, T., Velly, A. M., Kang, W. & Look, J. O. **2010**. The Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders. V: methods used to establish and validate revised Axis I diagnostic algorithms. J Orofac Pain, 24, 63-78.
- Schindler, H. J. & Türp, J. C. **2009**. Functional characteristics of the jaw musculature. J Craniomandib Funct, 1, 9-28.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. **2009**. Prometheus, LernAtlas der Anatomie Kopf, Hals und Neuroanatomie, 2. Aufl., Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

- Stal, P., Eriksson, P. O., Schiaffino, S., Butler-Browne, G. S. & Thornell, L. E. **1994**. Differences in myosin composition between human oro-facial, masticatory and limb muscles: enzyme-, immunohisto- and biochemical studies. *J Muscle Res Cell Motil*, 15, 517-34.
- Taylor, A. & Elias, S. A. **1984**. Interaction of periodontal and jaw elevator spindle afferents in the cerebellum-sensory calibration. *Brain Behav Evol*, 25, 157-65.
- Testa, M., Rolando, M. & Roatta, S. **2011**. Control of jaw-clenching forces in dentate subjects. *J Orofac Pain*, 25, 250-60.
- Trulsson, M. & Johansson, R. S. **1994**. Encoding of amplitude and rate of forces applied to the teeth by human periodontal mechanoreceptive afferents. *J Neurophysiol*, 72, 1734-44.
- Trulsson, M. & Johansson, R. S. **1996**. Encoding of tooth loads by human periodontal afferents and their role in jaw motor control. *Prog Neurobiol*, 49, 267-84.
- Türker, K. S. **2002**. Reflex control of human jaw muscles. *Crit Rev Oral Biol Med*, 13, 85-104.
- Van Der Bilt, A., Tekamp, A., Van Der Glas, H. & Abbink, J. **2008**. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci*, 116, 217-22.
- Van Der Glas, H. W., Lobbezoo, F., Van Der Bilt, A. & Bosman, F. **1996**. Influence of the thickness of soft tissues overlying human masseter and temporalis muscles on the electromyographic maximal voluntary contraction level. *Eur J Oral Sci*, 104, 87-95.
- Van Steenberghe, D. & De Vries, J. H. **1978**. The influence of local anaesthesia and occlusal surface area on the forces developed during repetitive maximal clenching efforts. *J Periodontal Res*, 13, 270-4.
- Wang, M. Q., He, J. J., Wang, K. & Svensson, P. **2009**. Influence of changing occlusal support on jaw-closing muscle electromyographic activity in healthy men and women. *Acta Odontol Scand*, 67, 187-92.

Weltärztebund. **2013**. WMA Deklaration von Helsinki - Ethische Grundsätze für die medizinische Forschung am Menschen [Online]. Brasilien: Weltärztebund. Available: http://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin//user_upload/Deklaration_von_Helsinki_2013_DE.pdf [Accessed 05.05.2016].

Windhorst, U., Hamm, T. M. & Stuart, D. G. **1989**. On the function of muscle and reflex partitioning. *Behav Brain Sci*, 12 (4), 629-644.

Yen, C. I., Mao, S. H., Chen, C. H., Chen, C. T. & Lee, M. Y. **2015**. The correlation between surface electromyography and bite force of mastication muscles in Asian young adults. *Ann Plast Surg*, 74 Suppl 2, 168-72.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Frau Professorin Dr. P. Gierthmühlen und Herrn Professor Dr. U. Stüttgen bedanken, die es mir ermöglicht haben in der Poliklinik der Zahnärztlichen Prothetik zu promovieren.

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Professor Dr. A. Hugger für die Bereitstellung des Themas, seine intensive Betreuung und ständige Motivation. Ebenfalls möchte ich mich bei Professor Dr. H.-J. Schindler für die Unterstützung und konstruktive Kritik bedanken.

Des Weiteren möchte ich mich bei Frau Dr. A. Kravchenko und meiner Doktoranden-Gruppe, Mara Koch, Kristina Nöh und Charlott Ostermann, für die Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen sehr bedanken.

Ohne das Engagement meiner Probanden wäre die Studie nicht möglich gewesen. Auch ihnen danke ich vielmals.

Meiner Mutter danke ich für die fortwährende Motivation, den einmal eingeschlagenen Weg bis zum Ziel zu verfolgen.

Von ganzem Herzen möchte ich mich bei Jan Schmitges bedanken. In Phasen des Zweifelns hat er mich motiviert nicht aufzugeben. Mit seinen Anregungen hat er zum Gelingen beigetragen.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides Statt, dass die Dissertation von mir selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe unter Beachtung der Grundsätze zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf sowie der Richtlinien der Medizinischen Fakultät zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis erstellt worden ist. Die aus fremden Anhang 1 zur Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der HHU Düsseldorf 08.02.2017 Seite 2 von 2 Quellen direkt oder indirekt übernommenen Inhalte wurden als solche kenntlich gemacht. Ich bin mir darüber klar, dass der Bruch der obigen eidesstattlichen Versicherung in jedem Fall zum Nichtbestehen der betreffenden Promotionsleistung führt und die weitere Folge hat, dass die Fakultät über die Entziehung des Doktorgrades entscheidet (§ 16 Promotionsordnung). Die strafrechtlichen Konsequenzen einer falschen eidesstattlichen Versicherung sind mir bekannt (§156 StGB). Des Weiteren kann gemäß § 63 Absatz 5 HG eine Zuwiderhandlung mit einer Geldbuße geahndet werden.

Ort, Datum

Luzie Anna Winkler