

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 Veränderungen auf die
elektromyographische Aktivität der Kaumuskulatur**

Einfluss einseitig und beidseitig transversal positionierter okklusaler Veränderungen
auf die elektromyographische Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior
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
Mara Kristin Koch

2018

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

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Alfons Hugger

Zweitgutachter: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Jürgen Becker

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Kravchenko-Oer, A., Koch, M., Nöh, K., Ostermann, C., Winkler, L., Kordaß, B., Hugger, S., Schindler, H.J., Hugger, A., Effects of occlusal modifications on the muscular activity of the masseter and anterior temporalis muscles. Int J Comput Dent **2018**;21(1):17-22

Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie sollte der Einfluss einseitig und beidseitig transversal positionierter okklusaler Erhöhungen auf die elektromyographische Aktivität der Kaumuskeln *M. masseter* und *M. temporalis anterior* bei 21 funktionsgesunden Probanden (Durchschnittsalter: 24,7 Jahre) unter submaximalen Aufbissintensitäten mit 10% und 35% der maximalen voluntären Kontraktion (MVC) untersucht werden. Zum einen sollten Aktivitätsunterschiede zwischen den beiden homonymen Muskeln bei unterschiedlichen Aufbissverteilungen, -intensitäten und -positionen analysiert werden. Zum anderen war die Reliabilität der elektromyographischen Aktivitätswerte in zwei identischen Messsituationen von Interesse. Nach einer Voruntersuchung wurden zwei Hauptuntersuchungen mit einheitlichem Ablauf im Abstand von mindestens 14 Tagen durchgeführt. Bei den okklusalen Veränderungen handelte es sich um 0,8 mm dicke, zahnbezogen zurechtgeschnittene Polykarbonatfolien, mit denen insgesamt 6 einseitige und 5 beidseitig transversale Aufbissituationen realisiert wurden. Pro Aufbissvariante wurden mit Hilfe einer visuellen Feedbackkontrolle drei Aufbisse mit einer Kraft von 10% bzw. 35% MVC durchgeführt. Zur Analyse der gemessenen Aktivitätswerte wurden Aktivitätsquotienten (Ratios) der homonymen Muskeln berechnet und eine zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Um die Reliabilität der muskulären Reaktionsweisen zu überprüfen, wurde der Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) bestimmt und für jede Aufbissposition Differenzen aus den mittleren Aktivitätswerten der beiden Hauptuntersuchungen gebildet. Überwiegend für den *M. temporalis* ergaben sich signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Aktivitätsquotienten bei ein- und beidseitiger Aufbissverteilung und bei beiden Aufbissintensitäten (10% und 35% MVC). Dies führt zu der Vermutung, dass der *M. temporalis* als Feinmodulator sensibler auf veränderte okklusale Bedingungen reagiert als der vorwiegend Kraft erzeugende *M. masseter*. Die Auswertung der ICC-Werte ergab im Mittel eine mäßige Reliabilität (*M. masseter*: 0,57, *M. temporalis*: 0,56). Nach Differenzberechnung ergaben sich unabhängig von Aufbissposition und Aufbissintensität erhöhte Muskelaktivitäten in der 2. Hauptuntersuchung. Große interindividuelle Unterschiede beim submaximalen ein- und beidseitigen Aufbiss, vor allem bei 35% MVC, lassen darauf schließen, dass *M. masseter* und *M. temporalis* keinen standardisierten Reaktionsmustern folgen, sondern individuelle Strategien nutzen, um veränderte Aufbissituationen zu bewältigen. Die Elektromyographie erweist sich dabei als eine hilfreiche Methode, um die Variationsbreite der Reaktionen auf okklusale Veränderungen festzustellen.

Summary

The study at hand deals with the impact of unilaterally and bilaterally transversally positioned occlusal elevations on the electromyographic activity of the masticatory muscles M. masseter and M. temporalis anterior of 21 subjects (average age: 24.7 years) whose dentitions were functionally healthy, when they bit with 10% and 35% of the maximum voluntary contraction (MVC). Thus the differences in activity between the two homonymous muscles were considered with different biting distributions, intensities and positions. Furthermore, the reliability of the electromyographic activity values was of interest in two identical measurement sessions. A preliminary examination was followed by two main investigations at intervals of at least 14 days in a standardized procedure. The occlusal changes were induced by 0.8 mm thick polycarbonate sheets which were cut to size in the shape of the respective tooth with the help of which a total of six unilateral and five bilateral transverse biting conditions were realized. Three bites were performed with intensities of both 10% and 35% MVC by means of visual feedback control of each bite variant. In order to analyze the measured activity values the activity ratios of the homonymous muscles were calculated and a two-factorial variance analysis (ANOVA) was carried out. In order to check the reliability of the muscular responses the intraclass correlation coefficient (ICC) was determined and differences were made from the mean values of activity of the two main investigations for each biting position. Predominantly regarding M. temporalis anterior significant differences ($p < 0.05$) between the activity quotients of uni- and bilateral transverse biting distribution and both biting intensities (10% and 35% MVC) were found. This leads to the assumption that the temporalis muscle as a fine modulator reacts more sensitively to altered occlusal conditions than M. masseter which is mainly force-producing. The evaluation of the ICC values showed an average degree of reliability (M. masseter: 0.57, M. temporalis: 0.56). The calculated difference showed an increased muscle activity regardless of biting position and biting intensity in the second main investigation. The large inter-individual differences in the submaximal one- and two-sided bite, especially with a biting intensity of 35% MVC, suggest that M. masseter and M. temporalis do not follow standardized reaction patterns but use individual strategies to cope with altered biting situations. Electromyography proves to be a helpful method for determining the range of responses to occlusal changes.

Abkürzungsverzeichnis

A/D	Analog/Digital
AI	Asymmetrieindex
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i> /Varianzanalyse
AP	Aktionspotential
ATP	Adenosintriphosphat
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktion
CMRR	<i>Common-Mode Rejection Ratio</i> / Gleichtaktunterdrückung
dB	Dezibel
E	Eckzahn
EMG	Elektromyographie
F	Frontzahn
FFT	<i>Fast Fourier Transformation</i>
H1	Erste Hauptuntersuchung
H2	Zweite Hauptuntersuchung
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i> /Intraklassenkorrelationskoeffizient
IM	Intermediärer Typ
MAP	Myoarthropathie
M.	Musculus/Muskel
Mm.	Musculi/Muskeln
MU	Motorische Einheit
MUAP	Aktionspotential einer motorischen Einheit
MVC	Maximale voluntäre Kontraktion
M1	Erster Molar
M2	Zweiter Molar
N.	Nervus/Nerv
(O)EMG	(Oberflächen-)Elektromyographie
P1	Erster Prämolare
P2	Zweiter Prämolare
RDC/TMD	<i>Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders</i>
RMS	<i>Root mean square</i> /Quadratisches Mittel
V	Volt
VAS	visuelle Analogskala
ZNS	Zentrales Nervensystem

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Okklusion	1
1.2	Die Kaumuskulatur	7
1.3	Kinesiologische Oberflächen-Elektromyographie	10
2	Ziele der Arbeit	17
3	Material und Methode	18
3.1	Rekrutierung der Probanden	18
3.2	Verwendete Geräte und Materialien	19
3.3	Versuchsablauf	21
3.4	Verarbeitung der Datenmenge	23
3.5	Statistische Auswertung	24
4	Ergebnisse	27
4.1	Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis beim Aufbiss auf unterschiedliche Referenzzähne	29
4.2	Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen	54
4.3	Reliabilitätsanalyse	66
4.4	Zusammenfassung aller Ergebnisse	88
5	Diskussion	90
5.1	Studien zum Einfluss okklusaler Veränderungen auf die elektromyographische Aktivität der Kaumuskulatur	91
5.2	Methodenkritik	111
5.3	Interpretation der Ergebnisse	113
6	Schlussfolgerungen	117
7	Literaturverzeichnis	119

Danksagung

1 Einleitung

1.1 Okklusion

1.1.1 Bedeutung und Aufgaben der Okklusion

Das stomatognathe System ist „die anatomische Gesamtheit des Zahn-, Mund- und Kiefersystems mit all seinen unterschiedlichen Komponenten und Strukturen und deren biomechanischen, funktionellen Zusammenhängen und neuromuskulären Wechselwirkungen“ (Definition der Gesellschaft für Zahngesundheit, Funktion und Ästhetik (GZFA)). Hierzu zählen die Zähne, die Kiefergelenke, die Kaumuskulatur und der Zahnhalteapparat sowie Bänder, Nerven, Blutgefäße, Mundschleimhaut, Zunge und mimische Muskulatur. Eine zentrale Rolle nimmt dabei die Okklusion (definiert durch die Deutsche Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie in der Zahn-, Mund und Kieferheilkunde (DGFDT) als „jeder Kontakt zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers“) ein (Ahlers et al., 2006), da sie das Bindeglied für das Zusammenspiel aller Komponenten des stomatognathen Systems bildet (Sessle et al., 2005). Hieraus resultiert eine Verbindung aller zahnmedizinischen Fachbereiche (Türp et al., 2006).

Normalerweise kommt es nur wenige Minuten am Tag zu Zahnkontakten (Türp et al., 2006), denn in der überwiegenden Zeit befindet sich der Unterkiefer in der sogenannten Ruhelage, welche durch einen Zahnabstand von ca. 1-3 mm charakterisiert ist (Hugger und Schindler, 2006). Auch beim Kauen kommt es meist nicht zu direkten Zahnkontakten, da der Nahrungsbrei zwischen den Kauflächen liegt. Lediglich am Ende des Schluckvorgangs kommt es zu einem kurzen, schwachen Zahnkontakt (Türp et al., 2006). Besonders dann, wenn eine physiologische Okklusion fehlt, fällt ihre große Bedeutsamkeit auf, denn sie gewährleistet eine gleichmäßige Kaukraftverteilung auf alle Zähne, verhindert Elongationen und Zahnwanderungen und erhält somit eine physiologische Bisslage (Gauder, 2010). Weitere wichtige Aufgaben der Okklusion sind in Tabelle 1 aufgeführt. Gehen okklusale Strukturen oder gar ganze Zähne verloren, so kann es zu anatomisch-morphologischen Veränderungen des gesamten Kausystems kommen. Dies führt in vielen Fällen zu funktionellen, ästhetischen und psychosozialen Einschränkungen des Individuums (Türp et al., 2006). Man spricht dann von einer Craniomandibulären Dysfunktion (CMD). Der Begriff „Okklusion“ sollte

also nicht isoliert und lediglich als die gegenseitigen Kontaktverhältnisse der Zähne betrachtet werden, sondern immer in Bezug zur funktionellen Einheit aller Strukturen des stomatognathen Systems.

Primäre Aufgaben der Okklusion
<ul style="list-style-type: none"> • Nahrungsaufnahme: Abbeißen (Frontzähne) • Nahrungsverarbeitung: Kauen (Seitenzähne) • Sicherung der vertikalen Distanz zwischen Ober- und Unterkiefer • Aufrechterhaltung einer für die optimale Muskelfunktion von M. masseter und M. pterygoideus medialis notwendigen Mindestdistanz zwischen Ober- und Unterkiefer • Tastempfindung (Propriozeption): Registrierung von Zugspannung (Ruffini-Kolben im Desmodontalspalt) • Phonetik: Lautbildung • Stressverarbeitung („Stressventil Okklusion“): Kieferpressen, Zähneknirschen • Werkzeug: Zähne als „dritte Hand“ • Waffe: spitze Eckzähne
Sekundäre, soziokulturell beeinflusste Aufgaben der Okklusion
<ul style="list-style-type: none"> • Ästhetik (Frontzähne; indirekt auch Seitenzähne) • Kosmetik („weiße Zähne“; Zahnschmuck) • Erotische Funktion

Tabelle 1: **Primäre und sekundäre Aufgaben der Okklusion** (nach Türp et al., 2006)

1.1.2 Morphologie der menschlichen Zähne als Grundlage der Okklusion

Die Basis der Okklusion ist die spezielle Morphologie der menschlichen Zähne. Charakteristisch für das menschliche Gebiss ist eine Heterodontie, also das Vorhandensein unterschiedlicher Zahntypen. Diese bedingt eine Formschlüssigkeit der Ober- und Unterkieferzähne und ermöglicht zahnspezifische Funktionen. Im bleibenden menschlichen Gebiss gibt es vier Zahngruppen. Zu den Frontzähnen zählen die Schneidezähne (*Dentes incisivi*, Anzahl: 4 pro Kiefer) und die Eckzähne (*Dentes canini*, Anzahl:

2 pro Kiefer). Die Seitenzähne werden von den Prämolaren (Dentes praemolares, Anzahl: 4 pro Kiefer) und den Molaren (Dentes molares, Anzahl: 4 pro Kiefer) gebildet. Die schaufel- bzw. meißelförmigen Schneidezähne stehen im Unter- und Oberkiefer wie Scherenblätter zueinander und ermöglichen somit ein Abbeißen der Nahrung. Die Eckzähne haben eine Kauspitze mit der Aufgabe, Nahrung festzuhalten und abzureißen. Neben ihren mechanischen Fähigkeiten spielen die Frontzähne eine wichtige phonetische, ästhetische und sensorische (hohe Tastempfindlichkeit durch spezielle Mechanorezeptoren (Ruffini-Kolben) im Desmodontalspalt) Rolle. Die Seitenzähne erfüllen die Aufgabe der Nahrungszerkleinerung und haben komplexe okklusale Charakteristika, die ein Zerquetschen der Nahrung ermöglichen. Hierzu zählen die Höcker (Cuspes) mit ihren konvexen Höckerabhängen, die Zentralfissur (längs verlaufende Furche), die Querfissur (Furche, die die bukkalen bzw. die lingualen Höcker voneinander trennt), die Gruben (Fossae) und die Randleisten (Cristae marginales). Die Prämolaren sind gewöhnlich zweihöckrig (bikuspid) und die Molaren, mit Ausnahme des unteren ersten Molars, vierhöckrig. Bei den Seitenzähnen unterscheidet man Arbeitshöcker (auch: Stampfhöcker, tragende Höcker, zentrische Höcker) und Nicht-Arbeitshöcker. Die Arbeitshöcker befinden sich im Oberkiefer palatinal und im Unterkiefer bukkal. Sie sind breiter und rundlicher als die Nicht-Arbeitshöcker und stabilisieren die gesamte Okklusion sowie die vertikale Bisslage. Außerdem sind sie maßgeblich an der Zerkleinerung des Speisebreis beteiligt. Die Nicht-Arbeitshöcker haben schärfere Spitzen und sind im Wesentlichen Zungen- und Wangenabhalter (Türp et al., 2006).

1.1.3 Funktionelle Merkmale der Okklusion

Funktionell lässt sich die statische von der dynamischen Okklusion abgrenzen. In der Terminologie der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (AFDT) und der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGzPW) wird die statische Okklusion als „Zahnkontakte ohne Bewegung des Unterkiefers in Interkuspitation“ und die dynamische Okklusion als „Zahnkontakte, die infolge einer Bewegung des Unterkiefers entstehen“ definiert (Ahlers et al., 2006). Im Folgenden soll vor allem auf die statische Okklusion eingegangen werden, da in der vorliegenden Studie keine exzentrischen, dynamischen Bewegungen untersucht wurden, sondern die Beeinflussung der Muskelaktivität bei statischem Zusammenbiss auf okklusale Erhöhungen.

Die statische Okklusion hat drei definierte Sonderformen. Die maximale Okklusion ist definiert als „statische Okklusion mit maximalem Vielpunktkontakt“ (Ahlers et al., 2006). Man versteht darunter eine „allseitige und gleichmäßige Höcker-Fissuren-Verzahnung“ (Lehmann und Hellwig, 2012). Die habituelle Okklusion ist die „gewöhnheitsmäßig eingenommene statische Okklusion“ (Ahlers et al., 2006). Nach Lehmann und Hellwig besteht nicht zwingend eine Übereinstimmung von habitueller und maximaler Okklusion, diese wird aber als vorteilhaft angesehen (Lehmann und Hellwig, 2012). Die zentrische Okklusion ist die „maximale Okklusion in zentrischer Kondylen-Position“ (Ahlers et al., 2006), wobei eine „nicht seitenverschobene, gegenüber dem hinteren Abhang des Tuberculum articulare kranioventralste Lage der Kondylen“ (Türp et al., 2006) gemeint ist. Auch die zentrische Okklusion kann im idealen Fall mit der habituellen Okklusion übereinstimmen (Kahl-Nieke, 2010).

Bei der dynamischen Okklusion unterscheidet man die Protrusion (zahngeführter Vorschub des Unterkiefers, auch: Frontzahnführung), die Laterotrusion (zahngeführter Seitenschub des Unterkiefers; meist Eckzahnführung, aber auch Gruppenführung im Seitenzahnbereich) und die Retrusion (zahngeführter Unterkiefer-Rückschub, überwiegend über die Seitenzähne). Selbstverständlich ist auch die Ausführung von Mischformen, z.B. eine Latero-Protrusion (kombinierter Seit-Vorschub), möglich (Türp et al., 2006).

1.1.4 Morphologische Merkmale der Okklusion

Aus frontaler Sicht greifen bei Neutralokklusion oder auch Neutralbiss die oberen Seitenzähne vestibulär über die Zähne des Unterkiefers, was auf die größere Breite des Oberkieferzahnbogens zurückzuführen ist. Es herrscht damit eine Anisognathie, also eine unterschiedliche Zahnbogenbreite. Bei Schlussbiss mit maximalem Vielpunktkontakt (maximale Interkuspitation) berühren die palatinalen Höcker der Oberkiefer-Seitenzähne die inneren Höckerabhänge und die Randleisten der Unterkiefer-Seitenzähne. Die bukkalen Höcker der unteren Seitenzähne haben in dieser Position Kontakt mit den Randleisten und den inneren Höckerabhängen der oberen Seitenzähne. Man spricht von Höcker-Randleisten- und Höcker-Fossa-Kontakten. Abweichungen von dieser Norm sind der Kopfbiss, bei dem die Zahnhöcker von Ober- und Unterkieferzähnen direkt aufeinanderbeißen, und der Kreuzbiss, bei dem die Zähne des Unterkiefers weiter vestibulär stehen als die Zähne des Oberkiefers.

Aus der Frontalebene betrachtet haben die Seitenzähne beider Kiefer eine charakteristische Achsenneigung (Inklination). Die Oberkiefer-Seitenzähne zeigen eine Inklination nach bukkal, wohingegen die Zähne des Unterkiefer-Zahnbogens nach lingual geneigt sind. Im Unterkiefer kommt verstärkend eine Neigung der Zahnkronen nach lingual, die sogenannte Kronenflucht, hinzu (Türp et al., 2006). Denkt man sich eine Verbindungslinie der Höckerspitzen, so ergibt sich im Oberkiefer eine konvexe Kurve, im Unterkiefer eine konkave Kurve. Man nennt diese Kurve bezogen auf den Unterkiefer Wilson-Kurve (Wilson, 1917). Allerdings wird heutzutage eher die Bezeichnung transversale Okklusions- bzw. Kompensationskurve verwendet.

Aus sagittaler Sicht ergibt sich dadurch, dass die Oberkieferzähne gegenüber den Zähnen des Unterkiefers um eine halbe Prämolarenbreite nach distal versetzt sind, bei maximaler Interkuspidation eine Zahn-zu-zwei-Zahn-Beziehung (Türp et al., 2006). Zwei Ausnahmen bilden die unteren mittleren Schneidezähne sowie die am meisten distal gelegenen oberen Molaren, die nur eine Zahn-zu-Zahn-Beziehung unterhalten. Jeder Zahn in der Zahn-zu-zwei-Zahn-Beziehung hat einen Hauptantagonisten (der gleichnamige Zahn des Gegenkiefers) und einen Nebenantagonisten. „Nebenantagonisten stehen für den Unterkiefer jeweils mesial vom Hauptantagonisten und Oberkiefer jeweils distal“ (Hohmann und Hielscher, 2003). Hauptantagonist, Nebenantagonist und der korrespondierende Zahn im Gegenkiefer bilden eine Okklusionseinheit, oder auch antagonistische Einheit (Türp et al., 2006). Dieses natürliche Konzept gewährleistet eine besondere okklusale und funktionelle Stabilität, auch bei Einzelzahnverlust. Der amerikanische Kieferorthopäde E. H. Angle definierte im Jahr 1899 eine bis heute gültige Kategorisierung der Gebissanomalien. Die Okklusion in sagittaler Ebene wird dabei klassisch anhand der sagittalen Lagebeziehung der Sechsjahrmolaren in drei Klassen eingeteilt: Angle-Klasse I bis III. „Per Definition wird der mesiobukkale Höcker des oberen Sechsjahrmolaren als Referenz festgelegt und in seiner Lage zum Antagonisten beurteilt“ (Frye et al., 2011). Werden die Höckerspitzen der Unterkieferzähne in der Sagittalebene von bukkal betrachtet, bildet die Verbindungslinie der bukkalen Höckerspitzen eine nach kaudal konvex verlaufende Kurve, die ihren tiefsten Punkt in der Gegend des ersten Molaren (= Kauzentrum) hat. Der Kieler Anatom Graf Spee beschrieb 1890 diese Kurve, deren Verlängerung durch das Kiefergelenk verlaufen soll (Spee, 1890). Die sogenannte Spee-Kurve wird auch als sagittale Kompensationskurve bezeichnet (Türp et al., 2006). Spee vermutete einen Zusammenhang zwischen

dem Winkel der Eminentia articularis und den Okklusionsflächen der Zähne (Spee, 1890).

1.1.5 Statische Okklusionskonzepte

Frühere Konzepte statischer Okklusion fußten auf den Ansichten der gnathologischen Schule mit der Forderung nach einer mechanischen Stabilisation durch eine exakt vorgegebene Verschlüsselung der Antagonisten. In den 1980er Jahren wurde das Thema „Okklusion“ relativiert. Seit einigen Jahren kommt es aber wieder zu einer „Rückbesinnung“, wobei die mechanistische Gnathologie von früher der modernen Okklusionsmedizin gewichen ist. Diese folgt eher einer biologischen als einer mechanischen Betrachtung (Türp et al., 2006). Die frühen Konzepte mit ihrer mechanischen Sichtweise fassten die Aufstellung der Zähne und ihre okklusalen Flächen als mechanische und geometrische Determinanten der Kieferbewegungen auf (End, 2010). Auf die mechanistischen Okklusionstheorien gehen im Allgemeinen jeweils drei Okklusionskonzepte für die dynamische Okklusion (bilateral balancierte Okklusion, unilateral balancierte Okklusion und Front- bzw. Front-Eckzahnführung) und die statische Okklusion („*point centric*“, „*long centric*“, „*freedom in centric*“) zurück. Im Folgenden soll auf die drei statischen Okklusionskonzepte eingegangen werden.

Der Begriff der Punktzentrik (engl.: *point centric*) wurde Anfang der 20er Jahre des 20. Jahrhunderts geprägt. Die zentrale These dieser Lehre besagt, dass die maximale Interkuspitation mit einer zentrischen Kondylenposition in der Fossa articularis einhergeht. Die habituelle und die retrale Kontaktposition stimmen überein und die Ober- und Unterkieferzähne sind in Schlussbissstellung durch eine „Tripodisierung“ (3-Punkt-Abstützung) so miteinander verschlüsselt, dass keinerlei Verschiebung der Zähne gegeneinander möglich ist. Die lange Zentrik (engl.: *long centric*) erlaubt eine störungsfreie sagittale Unterkieferbewegung in einer von Dawson definierten Freiheit von 0,2 bis 0,5 mm (Dawson, 2007). Die Grundlage für das Konzept der Freiheit in der Zentrik (engl.: *freedom in centric*) wurde hauptsächlich von Ramfjord und Ash verbreitet (Grendelmeier, 1992). Die Freiheit in der Zentrik tritt auf, wenn der Unterkiefer unter Aufrechterhaltung von Zahnkontakt für eine kurze Distanz auf derselben sagittalen und horizontalen Ebene nach anterior bewegt werden kann (Davies et al., 2001). Die Kontaktbereiche sind nun plateauartig ausgearbeitet, was der tripodisierenden Abstützung der

Punktzentrik widerspricht. Nach Ramfjord sind weder das Konzept der Punktzentrik noch das der Freiheit in der Zentrik natürlicherweise beim menschlichen Individuum vorzufinden. Sie sind daher als therapeutische Okklusionskonzepte anzusehen (Türp et al., 2006).

Von diesen theoretischen Okklusionskonzepten muss die tatsächlich in der Natur vorkommende Okklusion abgegrenzt werden. Hierbei unterscheidet man die physiologische Okklusion und die nicht-physiologische Okklusion. Die physiologische Okklusion weicht von einem theoretischen Ideal oder Standard ab, ist aber durch okklusale Stabilität und eine gute und zweckmäßige Funktion ohne Störung oder Schädigung irgendeiner Komponente des stomatognathen Systems gekennzeichnet. Das Individuum ist beschwerdefrei und benötigt keine Behandlung. Es gibt inter- und intraindividuell eine breite Varianz der physiologischen Okklusion. Die nicht-physiologische Okklusion weist pathologische Befunde oder eine nicht adäquate Adaptation auf und ist behandlungsbedürftig. Nicht gleichzusetzen mit der nicht-physiologischen Okklusion ist die Malokklusion, die als eine von der theoretisch idealen Okklusion bzw. einer akzeptierten Norm abweichende Okklusion definiert ist. Abweichung von der Norm bedeutet aber nicht zwingend das Vorhandensein einer nicht-physiologischen Okklusion mit einer Behandlungsindikation (Türp et al., 2006).

1.2 Die Kaumuskulatur

Der einzige bewegliche Knochen des Schädels ist der Unterkiefer (Hugger und Schindler, 2006). Seine komplexen, dreidimensionalen Bewegungen und die Kraftentwicklung bei der Nahrungszerkleinerung werden hauptsächlich durch die Kaumuskulatur ermöglicht. Diese setzt sich aus sieben paarigen, individuellen Muskeln zusammen. Jeweils beidseitig sind dies der M. temporalis, M. masseter, M. pterygoideus medialis, M. pterygoideus lateralis sowie die suprahyoidale Muskulatur, zu der der M. digastricus venter anterior, der M. mylohyoideus und der M. geniohyoideus zählen. M. temporalis, M. masseter und M. pterygoideus medialis sind die größten Kaumuskeln und damit in der Lage, am stärksten zu kontrahieren und größte Kräfte zu entwickeln. Ihre Hauptaufgabe besteht im Kieferschluss, also der Elevation der Mandibula nach kranial.

Die Kaumuskulatur gehört zu der Gruppe der quergestreiften Muskulatur, wobei sich die Kaumuskulatur in ihrer Elektrophysiologie, Histochemie und Mikromorphologie zum Teil deutlich von der quergestreiften Skelettmuskulatur des Rumpfes und der Extremitäten unterscheidet (Schindler und Türp, 2008). Die Muskeln des Bewegungsapparates setzen sich aus länglichen, quergestreiften Muskelzellen mit mehreren randständigen Zellkernen zusammen. Diese Muskelzellen werden auch als Muskelfasern bezeichnet und sind in Bündeln zusammengefasst. Dabei wird jede einzelne Muskelfaser von einer Zellmembran (Sarkolemm) und einer zarten Bindegewebsschicht, dem Endomysium, umgeben. Ein Faserbündel wird vom sogenannten Perimysium umhüllt. Mit einem Durchmesser zwischen 10 μm und 50 μm sind die Kaumuskelfasern deutlich dünner als die Extremitäten- und Rumpfmuskelfasern (ca. 10-100 μm). Mehrere Faserbündel (Faszikel) setzen sich zu einem Muskelstrang zusammen, der ebenfalls von einer Bindegewebshülle umgeben ist. Mehrere Muskelstränge bilden wiederum den einzelnen Muskel, der sowohl von einer lockeren Bindegewebsschicht, dem Epimysium, als auch ganz außen von einer straffen Bindegewebsfaszie umgeben ist. Endomysium, Perimysium und Epimysium ermöglichen ein „reibungloses Aneinandergleiten der verschiedenen Substrukturen“ bei der Kontraktion der Muskulatur (Schindler und Türp, 2006 nach Mense et al., 2001). Die Muskelfaszie ist die äußere Hülle des Muskels, die die Funktion einer Führungsröhre einnimmt. Um die einzelnen Muskelfasern herum bilden Blutgefäße ein Netzwerk, was eine besonders intensive Blutversorgung, auch im Vergleich zur Extremitätenmuskulatur, gewährleistet.

Die neuronale Versorgung erfolgt über mehrere Äste sensorischer und motorischer Nerven, wobei die motorischen Nerven den Motoneuronen des Trigeminiernervs entspringen (Schindler und Türp, 2006). Jedes Motoneuron innerviert je nach Muskeltyp eine variierende Anzahl an Muskelfasern. Das Motoneuron und alle von ihm erregten Muskelfasern bilden die „motorische Einheit“ (MU). Im Gegensatz zur Extremitätenmuskulatur, bei der viele und innerhalb eines Muskels weitreichende Fasern durch eine MU innerviert werden, versorgt das Motoneuron bei der Kaumuskulatur weniger Fasern und kleinere, lokalisierte Territorien. Diese besondere neuromuskuläre Struktur ermöglicht der Kaumuskulatur eine differenziertere Aktivierung auch kleiner Muskelregionen (Schindler und Türp, 2006).

Innerhalb der Muskelfasern verlaufen parallel zu ihrer Längsachse kontraktile Elemente, die Myofibrillen. Die kleinste funktionelle Einheit der Muskelzellen und damit

des gesamten Muskels ist das Sarkomer. Dieses besteht im Wesentlichen aus drei Proteinen (Aktin, Myosin und Titin), die sich zu dicken und dünnen Myofilamenten (Proteinfäden) zusammenlagern. Dabei setzen sich die dicken Filamente hauptsächlich aus Myosin zusammen, die dünnen Filamente vorwiegend aus Aktin. Titin ist ein elastisches Proteinmolekül, dessen Aufgabe es ist, die Myosinköpfe zwischen den Aktinfilamenten zu zentrieren (Schindler und Türp, 2006). Umgeben sind die Myofibrillen vom Sarkoplasma, welches die Mitochondrien zur aeroben Energiegewinnung, das Sauerstoff bindende Protein Myoglobin und das sarkoplasmatische Retikulum enthält. Das Sarkomer ermöglicht der Skelettmuskulatur die Kontraktion und damit die Kraftentwicklung, da es sich durch ein Ineinandergleiten von Aktin und Myosin verkürzt (siehe Gleitfilamenttheorie, Huxley und Hanson, 1954). Eine Besonderheit der menschlichen Kaumuskulatur ist, dass in ihr vier verschiedene Myosin-Typen mit unterschiedlicher Ausprägung der schweren Myosinkette nachgewiesen wurden. Diese Myosin-Isoforme werden in einer Vielzahl von Kaumuskelfasern gleichzeitig exprimiert, weshalb die Kaumuskulatur durch eine große Spanne von Kontraktionsgeschwindigkeiten charakterisiert ist (Schindler und Türp, 2006).

Die Myosinköpfe enthalten ein Adenosin-Triphosphat spaltendes Enzym (Myosin-ATPase), welches der Energiegewinnung dient. Die Energie wird benötigt, damit sich die Myosin-Köpfe während des Ineinandergleitens der Filamente von dem Aktin lösen können. Anhand des Gehaltes an Myosin-ATPase oder an mitochondrialem Enzym in den Fasern werden die Muskelfasern in drei Fasertypen eingeteilt: Typ I enthält eine niedrige Konzentration der myofibrillären ATPase, aber eine hohe Konzentration des mitochondrialen Enzyms. Typ II gliedert sich zusätzlich in drei Untergruppen A-C und weist eine hohe Konzentration der ATPase, aber eine geringe Menge an mitochondrialem Enzym auf. Zusätzlich existiert ein intermediärer Typ (Typ IM) mit mittlerer Enzymkonzentration. Die ATPase-Aktivität und damit ihre Konzentration bestimmt das Kontraktionsverhalten eines Muskels. Die Fasern mit hohem ATPase-Gehalt kontrahieren schnell und haben einen geringeren Durchmesser. Die Fasern mit geringerem ATPase-Gehalt kontrahieren langsam und sind dicker. Die Fasertypverteilung variiert sowohl zwischen verschiedenen Muskeln als auch innerhalb eines Einzelmuskels. Dabei zeigt sich bei der Kaumuskulatur eine weitere Besonderheit gegenüber der Muskulatur in den Gliedmaßen: Histochemische Untersuchungen haben ergeben, dass es im menschlichen Kaumuskel Areale gibt, die ganze Faszikel von Muskelzellen eines Fa-

sertyps enthalten, wohingegen die Extremitätenmuskulatur ein typisches Mosaikmuster aufweist. Dieses ergibt sich aus einem Nebeneinander von typologisch unterschiedlichen Muskelfasern (Schindler und Türp, 2006).

Es zeigt sich also, dass die Kaumuskulatur trotz aller typischen Charakteristika der quergestreiften Skelettmuskulatur in vielen Aspekten deutliche Eigenheiten aufweist, die dem Kauapparat ein einzigartiges Bewegungspotential sowie eine starke, aber auch differenziert steuerbare Kraftentwicklung ermöglicht.

1.3 Kinesiologische Oberflächen-Elektromyographie

Der Kontraktion der Skelettmuskulatur, aus der eine Bewegung oder eine Spannung der jeweiligen Körperstruktur resultiert, liegt die myoelektrische Aktivierung der Skelettmuskulatur zugrunde („myo“ kennzeichnet Termini, die im Zusammenhang mit der Muskulatur stehen). Die kinesiologische Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) ist ein experimentelles Verfahren, das diese myoelektrischen Signale erfasst und somit Aufschluss über die individuelle Muskelaktivierung bei funktionellen Bewegungen, tonischen Muskelanspannungen und Bewegungsübungen gibt. Die elektrische Aktivität wird erfasst, aufgezeichnet und sichtbar gemacht, sodass eine komplexe Analyse der Aktivierungsmuster sowie des Aktivierungslevels der Muskulatur erfolgen kann. Die kinesiologische OEMG ist damit von der klassischen neurologischen EMG abzugrenzen. Bei dieser wird meist nur statisch beanspruchte Muskulatur von extern elektrisch stimuliert und das dabei entstehende Signal von Nadelelektroden aufgenommen. Die kinesiologische OEMG findet ihren Einsatz in vielfältigen klinischen und sportmedizinischen Bereichen. Wichtige Beispiele für die multidisziplinäre Verwendung sind, neben der Sportmedizin, die Orthopädie, die Chirurgie, die Funktionelle Neurologie, die Arbeitsmedizin (Ergonomie) sowie die Rehabilitation nach Verletzungen und Operationen (Konrad, 2005).

Um die Funktionsweise der OEMG zu verstehen, ist es wichtig die Physiologie der Muskelaktivierung zu kennen. Die kleinste funktionelle Einheit und damit die Basis der komplexen neuromuskulären Bewegungsphysiologie ist die sogenannte Motorische Einheit. Diese Einheit setzt sich aus mehreren unterschiedlichen Strukturen zusammen:

- Zellkörper, Zellfortsätze (Axon und Dendriten) eines Alpha-Motoneurons im Vorderhorn des Gehirns (= motorischer Nerv)
- die motorischen Endplatten („Nerv-Muskel-Übergang“, neuromuskuläre Synapse)
- die mit den motorischen Endplatten in Verbindung stehenden Muskelfasern (mehrere Muskelfasern werden von einem Motoneuron versorgt)

Man spricht deshalb von einer Einheit, da alle oben genannten Komponenten bei einem Kontraktionsvorgang eine einheitliche Reaktionsweise zeigen (Konrad, 2005).

Ein besonderes Augenmerk ist insbesondere auf die physiologische Beschaffenheit der Muskelfasermembran zu legen, deren Erregbarkeit zu spannungsabhängigen elektrischen Potentialen führt, die wiederum von der OEMG registriert und gemessen werden können. Ist der Muskel entspannt, also nicht kontrahiert, so stellt sich ein Ruhepotential von ca. -80 bis -90 mV auf der Muskelfasermembran ein. Dieses Potential entsteht, weil außerhalb der Zelle eine andere Ionenkonzentration vorliegt als innerhalb der Zelle. Im Außenraum der Muskelzelle ist die Konzentration positiv geladener Natriumionen hoch, im Innenraum dominieren dagegen negativ geladene Anionen und es findet sich ein Kaliumionen-Mangel. Diese Potentialdifferenz, welche durch aktive Ionenpumpen aufrechterhalten wird, führt zu einer negativen Ladung des Zellinnenraums. Kommt es nun willkürlich durch das zentrale Nervensystem (ZNS) oder unwillkürlich durch Reflexe zu einer Aktivierung eines Alpha-Motoneurons im Vorderhorn, so wird die Erregung entlang des Axons in Richtung motorische Endplatte weitergeleitet. Hier kommt es zur Ausschüttung von Neurotransmittern (Acetylcholin) in den synaptischen Spalt. Binden diese Transmitter an die transmitterspezifischen Rezeptoren der Muskelfasermembran, so entsteht das sogenannte Endplattenpotential, welches mit einer kurzfristigen Veränderung der Diffusionseigenschaften der Muskelfasermembran einhergeht. Der Einstrom von Natriumionen aus dem Extrazellularraum in den Zellinnenraum führt zu einer kurzzeitigen Depolarisation der Muskelfasermembran, wobei das Membranpotential je nach Stärke der Erregung und des Ionenstroms positivere Werte annimmt. Für die Entstehung eines Aktionspotentials ist die Überschreitung eines Schwellenwertes erforderlich. Wird dieser Schwellenwert überschritten, so erreicht die Membranspannung einen Wert von +30 mV. Auf die Depolarisation folgt schnell die Phase der Repolarisation, bei der der Ionenstrom mittels Ionenpum-

pen aktiv umgekehrt wird, um das Ruhepotential wiederherzustellen. Bevor das Ruhepotential jedoch erreicht wird, tritt eine Phase der Hyperpolarisation ein, bei der die Muskelfasermembran negativere Potentialwerte als -80 mV annimmt. In dieser Phase ist die Muskelfasermembran kurzfristig nicht erregbar, damit die Erregung nur in eine Richtung und nicht rückwärts verlaufen kann. Das so entstandene Aktionspotential wird entlang der Muskelfaser bidirektional weitergeleitet (Konrad, 2005).

Der Prozess, welcher die Umwandlung des elektrischen Reizes (Aktionspotentials) in eine Muskelkontraktion beschreibt, wird elektromechanische Kopplung genannt. Der zuvor erläuterte Ablauf der Erregung der Muskelfasermembran führt dazu, dass Kalziumionen aus den terminalen Zisternen des longitudinalen Systems des sarkoplasmatischen Retikulums (= muskelzellspezifisches glattes endoplasmatisches Retikulum, welches Kalziumionen speichert) der Muskelzelle in das Zytoplasma der Muskelzelle ausgeschüttet werden. Diese Ionen aktivieren den Aktin-Myosin-Komplex, woraus letztendlich die Verkürzung der Sarkomere und damit eine Kontraktion der Muskelzelle resultiert (Schindler und Türp, 2006).

Das Signal, welches von der EMG erfasst werden kann, ist das Aktionspotential der Muskelfasermembran sowie dessen Phasenverlauf von Depolarisation und Repolarisation. Das EMG-Signal entspringt einer Depolarisationszone, die laut Literatur eine Fläche von 1 bis 3 mm² (Winter, 1991) und eine Fortleitungsgeschwindigkeit von 2 bis 6 m/s aufweist (Konrad, 2005). Diese fortgeleitete Spannungsfläche ist als elektrischer Dipol zu verstehen. Sie durchläuft die Ableitfläche der Oberflächen Elektroden und erzeugt je nach räumlicher Distanz eine Potentialdifferenz zwischen den beiden Elektroden. In kinesiologischen Studien werden gewöhnlich bipolare Elektrodenkonfigurationen mit Differenzverstärkern verwendet (Konrad, 2005). Das monopolare Aktionspotential erzeugt ein bipolares EMG-Signal, da die Elektroden die Potentialdifferenz zu verschiedenen Zeitpunkten abhängig von der räumlichen Distanz unterschiedlich stark registrieren. Eine motorische Einheit umfasst mehrere Muskelfasern, folglich werden alle entstehenden Depolarisationszonen der erregten Muskelfasern mit unterschiedlichem Abstand zur Ableitfläche vom EMG in variabler Höhe registriert. Diese unterschiedlichen Signale summieren sich zu einem triphasischen „*Motor Unit Action Potential*“ oder kurz MUAP (Basmajian et al., 1985) auf. Dessen Konfiguration wird von der Fasergeometrie sowie der räumlichen Distanz zur Ableitstelle bestimmt. Das eigentliche EMG-Messsignal ist eine elektrische Überlagerung aller erfassten MUAPs;

man spricht von einem Interferenzsignal. In Höhe und Dichte modifiziert wird das EMG-Signal durch „Rekrutierung (= Anzahl der Motoaxone, in denen ein Aktionspotential ausgelöst und weitergeleitet wird) und Frequenzierung (= Häufigkeit von ausgelösten Aktionspotentialen im Motoaxon) der motorischen Einheiten“ (Konrad, 2005). Diese Parameter modulieren die erwünschte Kontraktion und damit die Kraftentwicklung.

Das unverarbeitete EMG-Signal, das zunächst ohne weitere Modifikation aufgezeichnet wird, wird als das „Roh“-EMG-Signal bezeichnet (Konrad, 2005). Es ist bipolar und ist durch mehrere Phasen charakterisiert. Neben den „aktiven Kontraktionsausschlägen“ (Konrad, 2005) ist eine wichtige Phase die Nulllinie, während derer der Muskel relaxiert ist (Ruhephase). Die Nulllinie zeigt ein mehr oder weniger stark ausgeprägtes Grundrauschen, das besonders von der Qualität des EMG-Verstärkers, externen Störsignalen und der Qualität der Ableitbedingung abhängig ist (Konrad, 2005). Unter optimalen Bedingungen sollte dieses Grundrauschen der Nulllinie nicht mehr als 3 bis 5 Mikrovolt betragen. Die Nulllinie gibt wichtige Aufschlüsse über die Beeinflussung der Messung durch Störsignale oder Fehlfunktionen der Messapparatur und sollte vor jeder Messung inspiziert werden. Innerhalb der Kontraktionsausschläge befinden sich nicht reproduzierbare Innervationsspitzen, die entstehen, wenn mehrere motorische Einheiten in unmittelbarer Nähe zur Ableitfläche gleichzeitig feuern und sich die Signale überlagern und aufsummieren. Diese extremen Spikes können mithilfe von Glättungsalgorithmen eliminiert werden. EMG-Verstärker, bei denen es sich um Differenzverstärker handelt, haben die Aufgabe, die EMG-Messung von Störsignalen zu bereinigen. Die EMG-Verstärker erkennen externe Störsignale zwischen den Elektroden, da diese die Elektroden gewöhnlich gleichzeitig erreichen, was zu identischen Amplitudenverläufen dieser Störspannungen führt. Unverstärkt bewegen sich EMG-Signale zwischen einigen Mikrovolt und 2 bis 3 Millivolt. Diese Signale werden meist um den Faktor 500 oder 1000 Hertz verstärkt. Bevor nun das verstärkte Signal am PC sichtbar gemacht werden kann, ist die Analog-Digital-Umwandlung (auch: A/D Auflösung) des Signals durch A/D-Wandlerkarten erforderlich. Vermehrt wird hier eine 16-Bit-Auflösung gewählt. Auch die A/D-Messrate ist ein wichtiger Faktor: Hierbei muss die digitale Darstellung des Signals in Datenpunkten pro Sekunde genau abgestimmt sein, um die gesamte Frequenzbreite des Signals zu erfassen und *Undersampling*-Effekte (hohe Frequenzen gehen bei zu niedriger Messrate verloren) zu vermeiden (Konrad, 2005).

Die Messfrequenz sollte möglichst 1000 Hertz oder höher betragen (Konrad, 2005). Oberflächenelektroden, welche auch in der vorliegenden Studie verwendet wurden, finden aufgrund ihrer nicht-invasiven Eigenschaften einen häufigen Einsatz in der Elektromyographie. Der schnellen, einfachen und weniger fehlerbehafteten Anwendung steht die Einschränkung gegenüber, dass nur Signale oberflächlich gelegener Muskeln erfasst werden können. Meist handelt es sich bei den EMG-Hautelektroden um Silber-/Silberchlorid-basierte Einmalelektroden. Als Haftungsmedien werden entweder Nass-Gele oder Adhäsiv-Gele verwendet. Während Nassgele eine geringere Impedanz (= elektrischer Widerstand zwischen Haut und Elektrodengel) zeigen, kann die Applikation von Adhäsiv-Gel Elektroden bei Fehlpositionierung korrigiert werden. Wichtig zu beachten ist der Durchmesser der Ableitfläche, der nicht größer als 1 cm sein sollte, um unselektive Messungen, z.B. an benachbarten Muskeln, zu vermeiden. Weitere Leitlinien für die Verwendung von Oberflächenelektroden sind:

- möglichst geringer Elektrodenabstand (generelle Empfehlung: 2 cm, Elektrodenmittelpunkt zu Elektrodenmittelpunkt)
- zum Muskelbauch parallele Positionierung
- Palpation des Muskelbauches und zentrale Applikation
- Die Elektroden dürfen bei Muskelkontraktion nicht außerhalb des aktiven Muskelbereiches gelangen.
- Verwendung eines „Navigationssystems“, orientiert an prägnanten, leicht palpierbaren anatomischen Strukturen, das die Elektrodenpositionierung reproduzierbar macht (Konrad, 2005).

Des Weiteren ist bei der Verwendung von Oberflächenelektroden neben der korrekten Positionierung eine sorgfältige Hautvorbereitung unabdingbar. Beide Faktoren beeinflussen in hohem Maße die Qualität der Messung. Ziel ist zum einen ein „stabiler Elektrodenkontakt“ und zum anderen ein „geringer Hautleitwiderstand (Impedanz)“ (Konrad, 2005). Zur Hautreinigung vor Elektrodenapplikation existieren mehrere Methoden. In der nun vorgelegten Studie wurden die Hautareale, falls nötig, von Haaren (Bart) befreit, mit Peeling-Wattepads der Drogeriekette Rossmann abgerieben (Abrasion abgestorbener Hornschüppchen) und mit alkoholhaltigem Hautdesinfektionsmittel unter Druck gereinigt, sodass eine Rötung der Haut auftrat. Eine leichte Hautrötung deutet auf einen erwünscht geringen Hautwiderstand hin. Daneben beschreibt Konrad eine chemische Reaktion der Haut, bei der die Impedanz innerhalb weniger Minuten nach

Applikation noch absinkt. Er empfiehlt also eine Wartezeit von 5 Minuten, bis ein optimaler elektrischer Hautwiderstand erreicht ist (Konrad, 2005). Neben den direkt am Muskelbauch ableitenden Elektroden ist die Applikation mindestens einer Referenzelektrode erforderlich. Als Lokalisation für diese Referenzelektroden werden vor allem knöcherne Bereiche gewählt, die elektrisch unbeeinflusst bleiben, z.B. der Processus mastoideus hinter dem Ohr. Voraussetzungen für eine optimale Funktion der Referenzelektrode sind eine korrekte Hautvorbereitung (s.o.) und eine Leitflächengröße von mindestens 1 cm (Konrad, 2005).

Das Roh-EMG liefert erste wichtige Informationen, muss aber zur weiteren Auswertung noch weiterverarbeitet werden. Bei der Vollgleichrichtung werden negative Signalauslässe im gleichbleibenden Betrag positiviert, damit Mittelwert, Maximum, Minimum und Integral berechnet werden können. Da bei jeder neuromuskulären Erregung unterschiedliche Sätze von motorischen Einheiten im gesamten Muskel rekrutiert und aktiviert werden, entsteht eine zufällige Aufsummierung der Aktionspotentiale und somit nicht reproduzierbare Amplitudenspitzen bei jeder Muskelaktivierung. Daher gibt es Glättungsverfahren, die diese Spitzen entfernen und damit die Messkurve glätten. Die geglättete Kurve wird als „Hüllkurve“ oder „*Linear envelope*“ bezeichnet (Konrad, 2005). Standardmäßig verwendet werden zwei Glättungsalgorithmen. Beim gleitenden Mittelwert (Movag, *Moving average*) werden die Amplitudenwerte durch das arithmetische Mittel der Nachbarwerte ersetzt (Lohninger, 2012). Für die Errechnung des *Root Mean Square* (RMS, deutsch: Quadratisches Mittel) einer Messwertreihe werden zunächst die Quadrate aller Messwerte addiert und durch ihre Anzahl n geteilt. Hieraus wird die Quadratwurzel gezogen, welche den RMS beschreibt (Lohninger, 2012). Die in Mikrovolt skalierten Messwerte werden in hohem Maße von den Ableitbedingungen wie Ableitort, unterschiedliche Probanden, Messtag etc. beeinflusst und variiert. Um diesen Einfluss zu minimieren, bedient man sich der Amplitudennormalisierung. Hierbei wird ein physiologisch relevanter Muskelaktivierungs-Messwert als Referenzwert festgelegt, auf den alle weiteren gemessenen Werte in Prozent bezogen werden. Es erfolgt also die Umskalierung von Mikrovolt auf den prozentualen Anteil des Referenzwertes. Die zumeist verwendete Methode ist die MVC-Normalisierung (*Maximum Voluntary Contraction*), bei der alle gemessenen Werte in Prozent einer der eigentlichen Messung vorangestellten, maximal möglichen, willkürlichen Kontraktion angegeben werden. Vorteil dieser Normalisierungsmethode ist, dass das Aktivitätsniveau einer

spezifischen Aufgabe quantifiziert, bewertet und unter den Probanden verglichen werden kann. Es besteht für alle Probanden eine einheitliche Referenz. Die MVC-Normalisierung hat aber auch einige Nachteile. Zum einen müssen die Probanden gesund und trainiert sein und bedürfen je nach Aufgabe einer gewissen Vorbereitung, um eine maximale Anspannung durchführen zu können. Zum anderen ist es unsicher, ob der Proband unter den gegebenen Bedingungen wirklich maximal anspannen kann. Daneben können (wahrscheinlich aufgrund von synchron aktivierten motorischen Einheiten) supramaximale EMG-Werte bei submaximalen Kraftaufwendungen auftreten.

Nach der Glättung und Normalisierung des Roh-EMGs erfolgt die Analyse der aufgezeichneten Messkurven. Die Basisanalyse basiert auf den klassischen Messparametern Mittelwert, Spitzen- und Minimalwert, Integral und Anstiegstangente (Konrad, 2005). Konrad bezeichnet den Amplituden-Mittelwert (*Mean*) als den wahrscheinlich wichtigsten Analyseparameter. Er sei nicht zu sensitiv bei kleineren Zeitabweichungen im Kontraktionsvorgang, beschreibe am besten das investierte Brutto-Anstrengungsniveau eines Muskels und eigne sich optimal für Vergleichsanalysen zwischen verschiedenen Aufgaben/Übungen (Konrad, 2005).

Insgesamt ist die Technik der kinesiologischen Oberflächen-EMG ein geeignetes Instrument zur Analyse der Muskelfunktion und des Muskelverhaltens bei unterschiedlichen Bedingungen und Anforderungen. Die Anwendung ist nicht invasiv und im Aufbau recht einfach, dennoch ist die Signalerfassung, -verarbeitung und -analyse komplex. In der Vergangenheit gab es mehrere Studien, in denen die Oberflächen-Elektromyographie zur Erfassung der Kaumuskelaktivität bei veränderten okklusalen Bedingungen verwendet wurde. MacDonald und Hannam konnten 1984 mithilfe der OEMG nachweisen, dass variierte, ein- und beidseitige okklusale Interferenzen zu signifikanten Veränderungen der elektromyographischen Aktivität der Kaumuskulatur führen (MacDonald und Hannam, 1984). Sie stellten fest, dass sowohl Position und Oberfläche der okklusalen Kontakte als auch die Krafrichtung die EMG-Aktivität in den Kieferschließern spezifisch beeinflussen.

2 Ziele der Arbeit

In Anlehnung an die Erkenntnisse von MacDonald und Hannam (1984) sollte in der vorliegenden Studie unter standardisierten und klinisch orientierten Bedingungen die kurzfristige Wirkung einseitig und beidseitig transversal positionierter okklusaler Veränderungen auf die elektromyographische Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior bei deutlich submaximaler Aufbissintensität (10% und 35% der maximalen voluntären Kontraktion (MVC)) untersucht werden.

Es sollten einerseits die Aktivitätsunterschiede zwischen den beiden homonymen Muskeln bei unterschiedlichen Aufbissverteilungen, -intensitäten und -positionen analysiert werden. Andererseits interessierte die Reliabilität der elektromyographischen Aktivitätswerte in zwei identischen Messsituationen.

Die vorliegende Studie wurde als Teil eines Projektes im Kontext mit drei weiteren Studien durchgeführt (Kravchenko-Oer et al., 2018). In der vorliegenden Arbeit wurde die Wirkung ein- und beidseitig transversal positionierter Polykarbonatfolien mit einer Stärke von 0,8 mm untersucht. Charlott Ostermann verwendete ein- und beidseitig transversal positionierte Polykarbonatfolien mit einer Stärke von 0,4 mm (Ostermann, 2017). Die Auswirkung diagonal positionierter Interferenzen wurde von Luzie Winkler unter Verwendung einer Folienstärke von 0,8 mm und von Kristina Nöh unter Verwendung einer Folienstärke von 0,4 mm untersucht.

Der vorliegenden Arbeit lag die Hypothese zugrunde, dass variierte, einseitig und beidseitig transversal positionierte okklusale Erhöhungen die elektromyographische Aktivität von M. masseter und M. temporalis signifikant unterschiedlich beeinflussen und dass die veränderten EMG-Aktivitäten reproduzierbar sind.

3 Material und Methode

3.1 Rekrutierung der Probanden

Insgesamt nahmen 21 vollbezahlte und gesunde Probanden (davon 11 weiblich und 10 männlich) im Alter zwischen 23 und 30 Jahren (Durchschnittsalter: 24,7 Jahre, Median: 24,0 Jahre) an der Datenerhebung teil. Die Rekrutierung erfolgte schwerpunktmäßig aus der zahnmedizinischen Studentenschaft der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf im klinischen Studienabschnitt. Nach eingehender klinischer zahnärztlicher Funktionsuntersuchung inklusive Muskel- und Gelenkpalpation im Rahmen des Vorversuches wurden unter Anwendung der *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (RDC/TMD, Dworkin et al., 1992) nur solche funktionell gesunde, vollbezahlte Probanden in der Studie berücksichtigt, die weder der RDC/TMD-Gruppe I (myogene Dysfunktionen) noch der Gruppe II (Diskusverlagerungen), noch der Gruppe III (Arthralgie, Osteoarthrose, Osteoarthritis) angehören (Einschlusskriterien). Als Ausschlusskriterien galten sowohl definierte medizinische Diagnosen als auch allgemeine Charakteristika, die im Folgenden aufgelistet sind:

- Erkrankungen mit Beteiligung des zentralen bzw. peripheren Nervensystems
- Schwangerschaft
- Herzschrittmacher und Tiefenhirnstimulatoren
- Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises sowie Fibromyalgie
- Allergie auf Dentalkunststoffe
- sedierende Medikation
- Vigilanzstörungen anderer Genese
- Drogen-, Medikamenten-, Alkoholabusus
- schwere psychische/psychiatrische Erkrankungen
- dentogener oder parodontaler Schmerz
- Kiefergelenkoperationen (erfolgt oder geplant)
- in den letzten vier Wochen Therapie mit Aufbissbehelfen oder anderen Formen der Myoarthropathie(MAP)-Behandlung
- aktuelle Hals/Nasen/Ohren(HNO)-Erkrankungen/-Behandlungen (Ausnahme: Tinnitus)
- faziale oder zervikale Traumata in den letzten 4 Wochen
- Dauer-Aufbisschienträger

- fehlende Vollbezahnung (festsitzender Zahnersatz wie Kronen und Brücken erlaubt)
- Alter unter 20 oder über 40 Jahren
- fehlende Deutschkenntnisse
- bei Männern: Vollbart

Alle Probanden mussten nach einer mündlichen Aufklärung über Ziel und Ablauf der Studie sowie über dabei verwendete Materialien ihr Einverständnis für die Teilnahme schriftlich bestätigen. Dies geschah im Rahmen der Voruntersuchung. Da es sich bei der Arbeit um eine klinisch-experimentelle Studie mit Probanden handelt, war die Stellung eines Ethikantrags erforderlich. Das Ethikvotum wurde im August 2012 beantragt und die Studie im November 2012 von der Ethikkommission an der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf befürwortet (Datum: 08.11.2012, Studiennummer 3935).

3.2 Verwendete Geräte und Materialien

Die noninvasive Bestimmung der Muskelaktivität beidseitig im Bereich des Musculus masseter und des Musculus temporalis anterior erfolgte mittels Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) mit dem 4-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie-Modul EMG4 des JMA-Systems (Fa. Zebris Medical, Isny, Allgäu). Mithilfe eines Differenzverstärkers (Eingangsimpedanz: 146 k Ω , Eingangsräuschen: 0.28 μ V pp, CMRR: 110 dB) wurden die analogen EMG-Signale mit einer Spannungsverstärkung von 1000 und einer Bandweite von 7.5 bis 1000 Hertz verstärkt und digitalisiert (Auflösung: 12 bit, Messfrequenz: 1000 Hertz). Verarbeitet wurden die elektromyographisch erfassten Daten mit der Software WinJaw (s. 3.4 „Verarbeitung der Datenmenge“).

Um die elektromyographischen Signale beidseitig am M. masseter und M. temporalis anterior abzuleiten, wurden selbstklebende, bipolare Silber-/Silberchlorid-Einwegelektroden mit Gelbeschichtung (Dual Electrodes, Fa. Noraxon, Scottsdale, Arizona, USA) verwendet. Diese haben einen Durchmesser von 14 mm und wurden in einer Zwischenelektrodenabstand von 20 mm auf die Muskelbäuche appliziert. Um den Hautwiderstand für die Messungen zu minimieren, wurden die Hautareale über den beiden Masseteren und Temporales anteriores sowie über dem Processus mastoideus vor

der Applikation der Elektroden gewissenhaft vorbereitet. Einerseits wurden Männer mit Bart gebeten, sich im Bereich der Wangen zu rasieren; Frauen waren angewiesen, zuvor keine Hautcremes oder Make-up zu verwenden. Darüber hinaus wurden die entsprechenden Hautoberflächen mit einer 70%igen-Ethanol-Lösung (Spitacid-Desinfektionslösung, Fa. Ecolab Deutschland GmbH, Monheim a. R.) entfettet und mit handelsüblichen Peeling-Wattepads gerieben, bis eine leichte Rötung auftrat. Dann wurden die Probanden gebeten, eine maximale voluntäre Kontraktion (MVC) zu erzeugen, damit die Elektroden nach einer prüfenden Palpation exakt auf den Muskelbäuchen des M. masseter und den entsprechenden Anteilen des M. temporalis anterior, parallel zum Faserverlauf, appliziert werden konnten. Eine Referenzelektrode wurde zusätzlich am Processus mastoideus der rechten Seite angebracht. Die Elektrodenapplikation erfolgte noninvasiv und reversibel. Um diese Elektrodenposition in den zwei darauffolgenden Untersuchungen auf beiden Seiten exakt reproduzieren zu können, wurden für beide Gesichtsseiten Schablonen aus Kunststoff-Klarsichtfolie hergestellt. Auf dieser Folie wurden die Elektrodenmittelpunkte markiert und es wurde eine Referenzlinie (Tragus-Canthus-Linie = Verbindungslinie zwischen dem Oberrand des Tragus und dem lateralen Augenwinkel) festgelegt, nach der die Folie und damit die Elektroden wieder korrekt repositioniert werden konnten.

Die Abformung der Unterkieferzahnreihen der Studienteilnehmer erfolgte mit konventionellem Dental-Alginat. Im Dentallabor wurden auf den entsprechenden Hartgipsmodellen individuelle Tiefziehfolien aus hartem Polykarbonatfolienmaterial (Scheu-Dental) gefertigt, die nach dem Tiefziehen eine Dicke von rund 0,8 mm hatten. Diese wurden für jeden Zahn einzeln zurechtgeschnitten, um spezifische okklusale Aufbissveränderungen erzeugen zu können. Somit konnte in den Hauptuntersuchungen jedem Zahn eine Okklusionserhöhung von ca. 0,8 mm reversibel aufgesetzt werden. Bei dem Folienmaterial handelte es sich um ein in der zahnärztlichen Praxis häufig verwendetes Material zur Herstellung von provisorischen Kronen/Brücken oder Aufbissbehelfen.

3.3 Versuchsablauf

Die Untersuchung gliederte sich in drei Abschnitte:

1. Voruntersuchung
2. Erste Hauptuntersuchung
3. Zweite Hauptuntersuchung

Die **Voruntersuchung** diente unter anderem der Eignungsprüfung der Probanden. Es wurde eine klinisch zahnärztliche Funktionsuntersuchung (intraoraler und extraoraler Befund, Okklusion) durchgeführt und eine zahnmedizinische Anamnese erhoben, die das Vorhandensein der Ein- und Ausschlusskriterien evaluierte. Des Weiteren fand eine eingehende Aufklärung der Probanden über Ziel und Ablauf der Studie, Umgang mit Probandendaten etc. statt. In diesem Zuge wurde die Einverständniserklärung durch die Probanden unterzeichnet. Mit dem Ultraschall-Laufzeit-Messsystem JMA der Firma Zebris Medical wurde außerdem eine kinematische Messung durchgeführt. Es wurden Unterkieferbewegungen (Öffnen/Schließen, Vorschub, Seitschub, Grenzbe-
wegungsdiagramme, Kaubewegungen) aufgezeichnet, um Zeichen einer kranio-
mandibulären Dysfunktion auszuschließen. Darüber hinaus hatte die Voruntersuchung den Zweck, bei jedem Probanden die individuelle Höhe der EMG-Aktivität des M. mas-
seter und M. temporalis anterior bei a) leichtem Schließen und b) festem Schließen
des Unterkiefers zu ermitteln. Aus diesen Werten wurden für beide Situationen (leicht
und fest) separat empirische EMG-Schließwerte gemittelt, die in den Hauptversuchen
als für alle Testpersonen identisches Feedback genutzt wurden: 10% MVC= leichter
Aufbiss, 35% MVC= fester Aufbiss. Die Voruntersuchung bildete damit die Grundlage
für die eigentlichen Hauptuntersuchungen. Abschließend wurde bei jedem Studienteil-
nehmer eine Situationsabformung des Unterkiefers unter Verwendung eines konven-
tionellen Dental-Alginats genommen und daraus ein Situationsmodell aus Hartgips
hergestellt. Auf diesen Gipsmodellen wurden dann individuelle Tiefziehfolien aus Po-
lykarbonat gefertigt, um spezifische okklusale Erhöhungen erzeugen zu können (s. 3.2
„Verwendete Materialien und Geräte“).

Bei der **ersten Hauptuntersuchung** kamen die für jeden Probanden individuell gefe-
tigten und reversibel aufsetzbaren Tiefziehfolien mit einer Schichtstärke von 0,8 mm

in unterschiedlichen Aufbissituationen (einseitig bzw. beidseitig transversal) zur Anwendung. Von Anfang an wurde auf eine angenehme Sitzposition und eine ruhige Atmosphäre im Raum geachtet. Der Aufbiss wurde im Sinne eines Biofeedbacks auf 10% sowie 35% MVC (bezogen auf Masseter beidseits) standardisiert und die einzelnen Muskelaktivitäten des rechten und linken M. masseter und des rechten und linken M. temporalis anterior aufgezeichnet. Zunächst wurde ein „Relax-Test“ durchgeführt. Die Versuchsperson wurde gebeten, die Augen geschlossen und die Zähne außer Kontakt zu halten (entspannte Ruhelage). Dieser Zustand wurde 20 Sekunden gemessen und diente als Test für die korrekte Funktion und Positionierung der Elektroden. War das Grundrauschen zu hoch, mussten neue Elektroden appliziert werden, bzw. die Position der Elektroden optimiert werden. Dann erfolgte ein maximaler Aufbiss auf nasse Watterollen beidseits, um die individuelle maximale Aufbisskraft des Probanden zu ermitteln (MVC).

Mithilfe der Tiefziehfolien konnten in der Gesamtstudie 26 Aufbissvarianten (6 einseitige, 20 beidseitige Situationen) simuliert werden (Kravchenko-Oer et al., 2018). In der vorliegenden Arbeit wurden nur die einseitigen und die beidseitig transversalen Aufbisspositionen analysiert, was 11 Aufbissvarianten ergab (6 einseitige, 5 beidseitig transversale). Bei den einseitigen Aufbissvarianten wurden die individuellen Folienzuschnitte in definierter Reihenfolge auf den zweiten Molaren (M2), den ersten Molaren (M1), den zweiten Prämolaren (P2), den ersten Prämolaren (P1), den Eckzahn (E) und die Frontzähne (F) einer Unterkieferseite reversibel platziert. Die jeweilige Unterkieferseite (rechts bzw. links) galt als Referenzseite und wurde zuvor randomisiert festgelegt. Die beidseitig transversalen Aufbissituationen setzten sich aus 5 Varianten zusammen: beidseitige Folienapplikation im Bereich der zweiten Molaren (M2-M2), der ersten Molaren (M1-M1), der zweiten Prämolaren (P2-P2), der ersten Prämolaren (P1-P1) und der Eckzähne (E-E).

Die Testperson wurde gebeten, in randomisierter Reihenfolge (bezogen auf die Aufbissintensität) jeweils dreimal zwei Sekunden leicht (10% MVC) und zwei Sekunden fest (35% MVC) bei der jeweiligen okklusalen Veränderung aufzubeißen. Damit die Probanden die geforderte „Beißkraft“ reproduzieren konnten, wurde ihnen am Computerbildschirm elektromyographisch ein visuelles Feedbacksignal in Form einer waagerechten Referenzlinie bei entweder 10% oder 35% MVC vorgegeben. Diese Referenzlinie war zuvor auf die anfänglich ermittelte, individuelle maximale Aufbisskraft (= 100%

MVC) skaliert worden. Die Probanden konnten die geforderte Muskelaktivität erzeugen, indem beim Zubeißen die Referenzlinie als visuelle Feedbackkontrolle (bezogen auf M. masseter beidseits) gerade eben überschritten wurde. Der Ablauf des Einbringens der okklusalen Veränderungen war für jeden Probanden identisch. Zwischen den einzelnen Aufbissituationen wurde den Probanden eine Entspannungs-/Dekonditionierungsphase von jeweils ca. 2 Minuten gewährt.

Die **zweite Hauptuntersuchung** wurde nach mindestens 14 Tagen nach denselben Standards und demselben Ablauf wie die erste Hauptuntersuchung durchgeführt, um eine mögliche Reproduzierbarkeit der Ergebnisse exakt beurteilen zu können.

3.4 Verarbeitung der Datenmenge

Die elektromyographisch erfassten Daten wurden mit Hilfe der Software WinJaw (Version 10.6.85, Firma Zebri Medical, Isny, Allgäu) ausgewertet. Dieses Programm stellt die Muskelaktivität des rechten und linken M. masseter und M. temporalis anterior getrennt graphisch dar und errechnet für ein selektiertes Zeitintervall von 2 Sekunden die Mittelwerte der jeweiligen Messwerte (in μV). Da bei den Messungen bei jeder Aufbissituation und jeder Aufbissintensität (10% bzw. 35% MVC) die Muskelaktivität dreimal hintereinander gemessen wurde, erfolgte eine Mittelwertberechnung aus diesen drei Einzelwerten. Jeder Einzelwert stellte dabei ebenfalls einen Mittelwert aus allen Messwerten über 2 Sekunden dar. Diese mit WinJaw ermittelten Messwerte der Muskelaktivität wurden in eine Excel-Tabelle übertragen, die darüber hinaus noch Informationen zu den Parametern Geschlecht, Alter, Referenzseite, Aufbissposition (M2, M1, P2, P1, E, F) und Aufbissverteilung (einseitig, beidseitig transversal) enthielt. Die Messwerte der Muskelaktivität des rechten und linken M. masseter und des rechten und linken M. temporalis anterior wurden zu Quotienten zusammengerechnet, wobei die Muskelaktivität der jeweiligen Referenzseite durch die Muskelaktivität der Gegenseite dividiert wurde. Diese Quotientenbildung ermöglichte eine Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Referenzseiten. Für jedes Kaumuskelpaar wurden die mittleren Aktivitäten bei jeder simulierten Aufbissposition und den unterschiedlichen Aufbissintensitäten bestimmt und in μV angegeben. Außerdem wurden die mittleren Differenzen

zwischen den Muskelaktivitäten der beiden Hauptuntersuchungen für die verschiedenen Aufbisspositionen und -intensitäten berechnet und im Hinblick auf Standardabweichung, Minimal- und Maximalwert und Spannweite analysiert.

3.5 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung (im explorativen Sinne) wurde nach Prüfung der Normalverteilung und Gleichheit der Varianzen eine zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung herangezogen. Dazu wurde das Softwareprogramm Sigmaplot (Version 12.0, Systat Software, Inc., 2011) verwendet. Eine Varianzanalyse wurde mit den Faktoren Aufbissposition (M2, M1, P2, P1, E, F) und Aufbissverteilung (einseitig, beidseitig transversal) für die Aktivitätsquotienten des M. masseter (Aktivität M. masseter Referenzseite/Aktivität M. masseter Gegenseite) und des M. temporalis anterior (Aktivität M. temporalis ant. Referenzseite/Aktivität M. temporalis ant. Gegenseite) durchgeführt. Eine weitere Varianzanalyse enthielt die Faktoren Aufbissintensität (10% MVC, 35% MVC) und Aufbissverteilung (einseitig, beidseitig transversal). Als Schwellenwert für signifikante Unterschiede wurde ein p-Wert von $<0,05$ definiert. Ferner wurde zur Untersuchung der Reliabilität der Messwerte (mittlere Muskelaktivitäten des M. masseter und des M. temporalis) eine Berechnung des Intraclass Correlation Coefficient (ICC) mit Hilfe des Statistik-Programms SPSS (Version 22) durchgeführt. Ergänzend erfolgten zur orientierenden Beurteilung paarige Vergleiche der mittleren Muskelaktivitätswerte der ersten und der zweiten Hauptuntersuchung durch Anwendung des t-Testes.

„Der ICC ist ein Zusammenhangsmaß mit Werten zwischen -1 und +1. Er ist als Korrelationskoeffizient dann zu verwenden, wenn die Übereinstimmung von zwei Merkmalen nicht nur bezüglich ihrer Richtung („je größer die eine, desto größer die andere“) gemessen werden soll, sondern auch bezüglich des mittleren Niveaus der beiden Merkmale. Mit dem ICC versucht man, die beiden Aspekte „Korrelation und Unterschiede“ im mittleren Niveau der Werte in einer Maßzahl zu vereinen. Diese Maßzahl hat die Bedeutung und den Wertebereich eines Korrelationskoeffizienten. Sie erreicht aber nur dann hohe Werte (nahe +1 oder nahe -1), wenn neben der Richtung auch das Niveau der beteiligten Merkmale übereinstimmt“ (Krentz, 2008).

Die Werte des Intraklassenkoeffizienten wurden durch die Klassifizierung von Cohen beurteilt, was nachfolgend in Tabelle 2 dargestellt ist (Rubin, 2009):

ICC	Bezeichnung
< 0,2	geringe Reproduzierbarkeit
0,5-0,6	mittlere Reproduzierbarkeit
> 0,8	hohe Reproduzierbarkeit

Tabelle 2: **Klassifizierungen der (ICC-)Korrelationswerte nach Cohen.** (Quelle: Rubin, 2009)

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse wurden die Daten in Form von Boxplotdiagrammen (auch als *Box-Whisker-Plots* bezeichnet) dargestellt (Abb. 1). Das Boxplotdiagramm ermöglicht die graphische Darstellung der Verteilung und der Lage der Werte eines Datensatzes. Dieses Diagramm besteht aus einem Rechteck (der Box), innerhalb dessen die mittleren 50% der Messwerte liegen. Begrenzt ist dieser Kasten von dem 25. und dem 75. Perzentil (unterhalb bzw. oberhalb derer liegen 25% bzw. 75% aller Messwerte). Man spricht auch vom unteren und oberen Quartil. Die Länge der Box, also der Abstand zwischen den Quartilen, entspricht dem Interquartilabstand und stellt ein Median-bezogenes Maß für die Streuung der Messwerte dar (Krummenauer et al., 2007). Des Weiteren enthält die Box einen horizontalen, durchgehenden Strich, der das Diagramm in zwei Hälften teilt. Dieser Strich repräsentiert den Medianwert, den mittleren Wert der Messdaten. Der Medianwert steht an der mittleren Stelle einer ungeraden Anzahl von Werten, wenn diese nach der Größe sortiert sind. Ist die Anzahl der Messwerte gerade, so ergibt sich der Median aus den beiden mittleren Werten. Im Gegensatz zum Mittelwert ist der Median robust gegenüber Ausreißern. Zwei Linien, die sogenannten „*Whiskers*“ (= Schnurhaare), verlängern das Rechteck. Sie stellen die Werte dar, die außerhalb der Box liegen. Ihre Enden kennzeichnen den kleinsten und den größten Messwert, sofern diese keine Ausreißer sind. Als Ausreißer werden diejenigen Werte bezeichnet, die mehr als 1,5 Boxlängen von dem oberen bzw. dem unteren Quartil entfernt liegen. Liegen Werte mehr als 3 Boxlängen von dem oberen bzw. dem unteren Quartil entfernt, so werden sie Extremwerte genannt. Gra-

phisch sind die Ausreißer als kleine Kreise und die Extremwerte als Sternchen dargestellt. Die Boxplotdarstellung kann schnell einen Überblick über die Streuung eines Datensatzes vermitteln (Krentz, 2008).

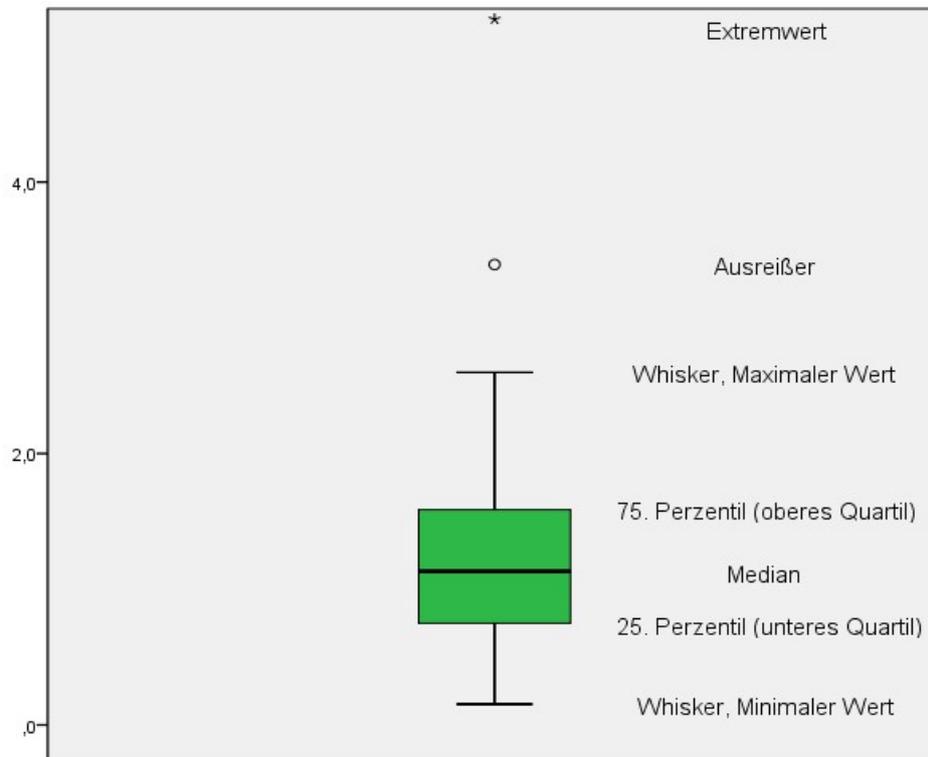


Abb. 1: **Schema eines Boxplots.** (nach Krummenauer, 2007).

4 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel sind die im Rahmen der vorliegenden Studie durchgeführten deskriptiven Analysen aufgeführt. Die Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis werden jeweils in Form von Boxplotdiagrammen graphisch dargestellt und die Ergebnisse beschrieben. Dabei werden die Muskelaktivitätsquotienten in Abhängigkeit von Aufbissverteilung und Aufbissintensität zum einen für jede einzelne Aufbissposition und zum anderen in einer Zusammenfassung aller Aufbisspositionen dargestellt.

In 4.1 sind anhand von Boxplotdiagrammen die in den beiden Hauptuntersuchungen gemessenen Muskelaktivitätsquotienten des M. masseter und M. temporalis anterior in Abhängigkeit von den Faktoren Aufbissverteilung (einseitig und beidseitig transversal) und Aufbissintensität (leicht, 10% MVC und fest, 35% MVC) dargestellt. Der Fokus liegt hier auf dem Einfluss der Aufbissposition, also des **Aufbisses auf spezifische Referenzzähne**. Daher wurden die unterschiedlichen Aufbisspositionen M2 (2. Molar), M1 (1. Molar), P2 (2. Prämolare), P1 (1. Prämolare) und E (Eckzahn) getrennt voneinander ausgewertet und graphisch dargestellt. Des Weiteren werden mögliche signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) herausgestellt. Am Ende des Kapitels werden die Boxplotdiagramme von M. masseter und M. temporalis mit den gleichen Versuchsbedingungen (gleiche Untersuchungssitzung, gleicher Referenzzahn) gegenübergestellt und verglichen, um Unterschiede in den Reaktionsweisen der beiden unterschiedlichen Muskeln auf veränderte Aufbissbedingungen aufzuzeigen.

In 4.2 sind anhand von Boxplotdiagrammen die in den beiden Hauptuntersuchungen gemessenen Muskelaktivitätsquotienten des M. masseter und M. temporalis in **einer Übersicht aller Aufbisspositionen** (M2, M1, P2, P1, E, F) in Abhängigkeit von der Aufbissverteilung (einseitig und beidseitig transversal) und der Aufbissintensität (leicht, 10% MVC und fest, 35% MVC) veranschaulicht. Die unterschiedlichen Aufbissintensitäten wurden hier getrennt voneinander ausgewertet und graphisch dargestellt. Etwaige signifikante Unterschiede bezüglich der Faktoren Aufbissverteilung und Aufbissposition werden aufgezeigt. Am Ende des Kapitels werden die Boxplotdiagramme von M. masseter und M. temporalis mit den gleichen Versuchsbedingungen (gleiche Untersu-

chungssitzung, gleiche Aufbissintensität) gegenübergestellt und verglichen, um Unterschiede in den Reaktionsweisen der beiden unterschiedlichen Muskeln auf veränderte Aufbissbedingungen herauszustellen.

In 4.3 wurde für die Beurteilung der Reliabilität der Messwerte in zwei Hauptuntersuchungen der **Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC)** für die Aktivitätsquotienten des M. masseter und des M. temporalis anterior bestimmt. Ferner wurden für die unterschiedlichen Aufbissituationen zum einen **signifikante Unterschiede zwischen den Aktivitätsmittelwerten (in μV) der 1. und 2. Hauptuntersuchung** ermittelt und zum anderen **Differenzwerte (in μV)** zwischen den beiden Hauptuntersuchungen gebildet. Zur Differenzbildung wurden die Muskelaktivitätsmittelwerte der 2. Hauptuntersuchung von den Muskelaktivitätsmittelwerten der 1. Hauptuntersuchung subtrahiert (Mittelwerte H1 minus Mittelwerte H2). Diese Berechnungen dienten dazu, eine Erklärung für die ermittelten ICC-Werte zu finden.

4.1 Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis beim Aufbiss auf unterschiedliche Referenzzähne

4.1.1 Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis beim Aufbiss auf den Referenzzahn 2. Molar (M2)

M. masseter

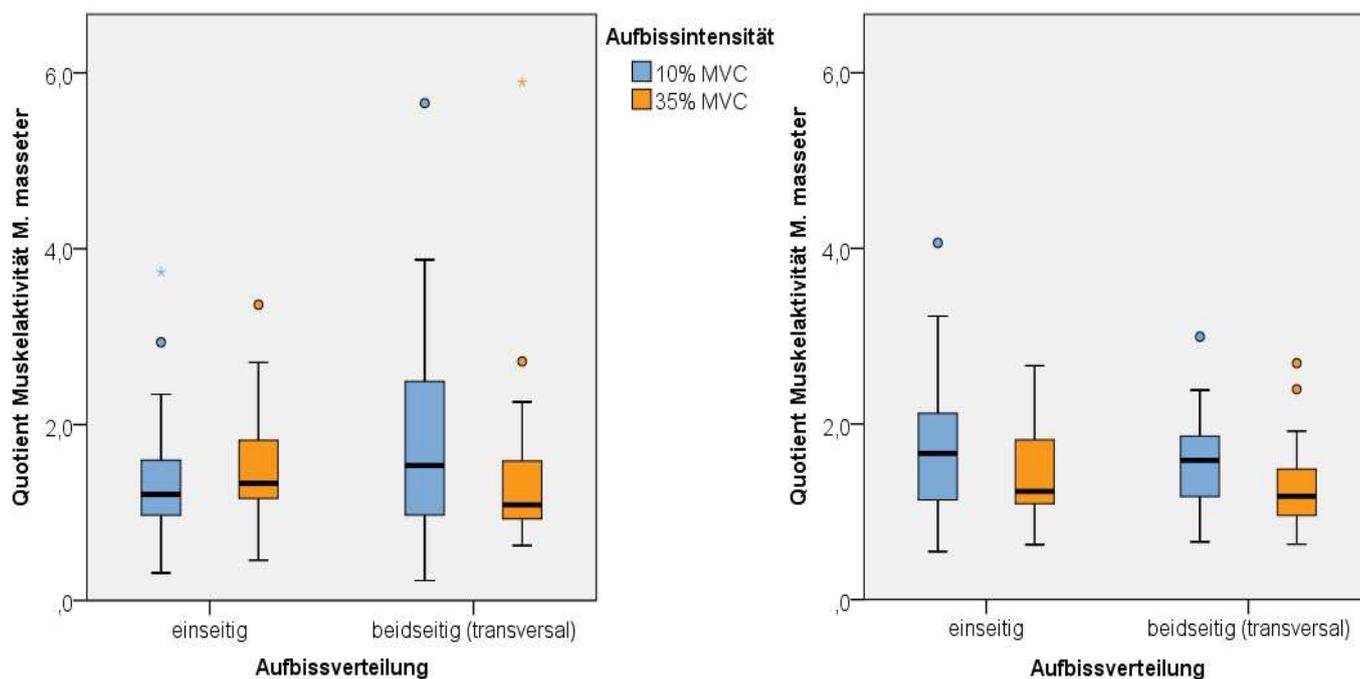


Abb. 2: Muskelaktivitätsquotienten des M. masseter beim Aufbiss im Bereich des 2. Molaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

Die Mediane der Aktivitätsquotienten des M. masseter liegen in der 1. Hauptuntersuchung bei einer Aufbissintensität von 10% MVC und 35% MVC beim einseitig konfigurierten Aufbiss knapp über 1,0. Beim beidseitig konfigurierten Aufbiss liegt der Median beim leichten Aufbiss etwas höher (ca. bei 1,5) und beim festen Aufbiss bei ca. 1,0. Es fällt auf, dass eine größere Streuung und ein höherer Median beim leichten, beidseitig konfigurierten Aufbiss im Vergleich zur einseitigen Aufbisskonfiguration und zum festen, beidseitig konfigurierten Aufbiss auftreten. Die Mediane unterscheiden sich beim beidseitig konfigurierten Aufbiss deutlicher als beim einseitig konfigurierten Aufbiss. Die einseitige Aufbisskonfiguration zeigt insgesamt eine konstantere Verteilung der

Werte bezüglich der Streuung und der Höhe der Mediane. Für die 1. Hauptuntersuchung ergab sich eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung ($p=0,028$). Beim Vergleich von beidseitigem und einseitigem Aufbiss zeigte sich ein signifikanter Unterschied beim leichten Aufbiss (10% MVC) ($p=0,049$).

In der 2. Hauptuntersuchung liegen die Mediane der Masseteraktivitätsquotienten beim leichten Aufbiss knapp über 1,0, beim festen Aufbiss deutlich über 1,0 (ca. 1,7-1,8). Der einseitig und der beidseitig konfigurierte Aufbiss unterscheiden sich kaum, allerdings ist beim einseitig konfigurierten Aufbiss die Streuung geringfügig größer als beim beidseitig konfigurierten Aufbiss. Auch bezüglich der Aufbissintensitäten finden sich keine großen Unterschiede. Die Streuung ist beim leichten Aufbiss etwas größer, insbesondere wenn der Aufbiss auf eine einseitig positionierte Folie erfolgt. Insgesamt zeigen sich in dieser Graphik geringe und ähnliche Streuungen bei allen Aufbissbedingungen und auch die Mediane unterscheiden sich nicht wesentlich. Die Verteilung der Werte ist konstant. In der 2. Hauptuntersuchung war ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,027$) erkennbar.

M. temporalis

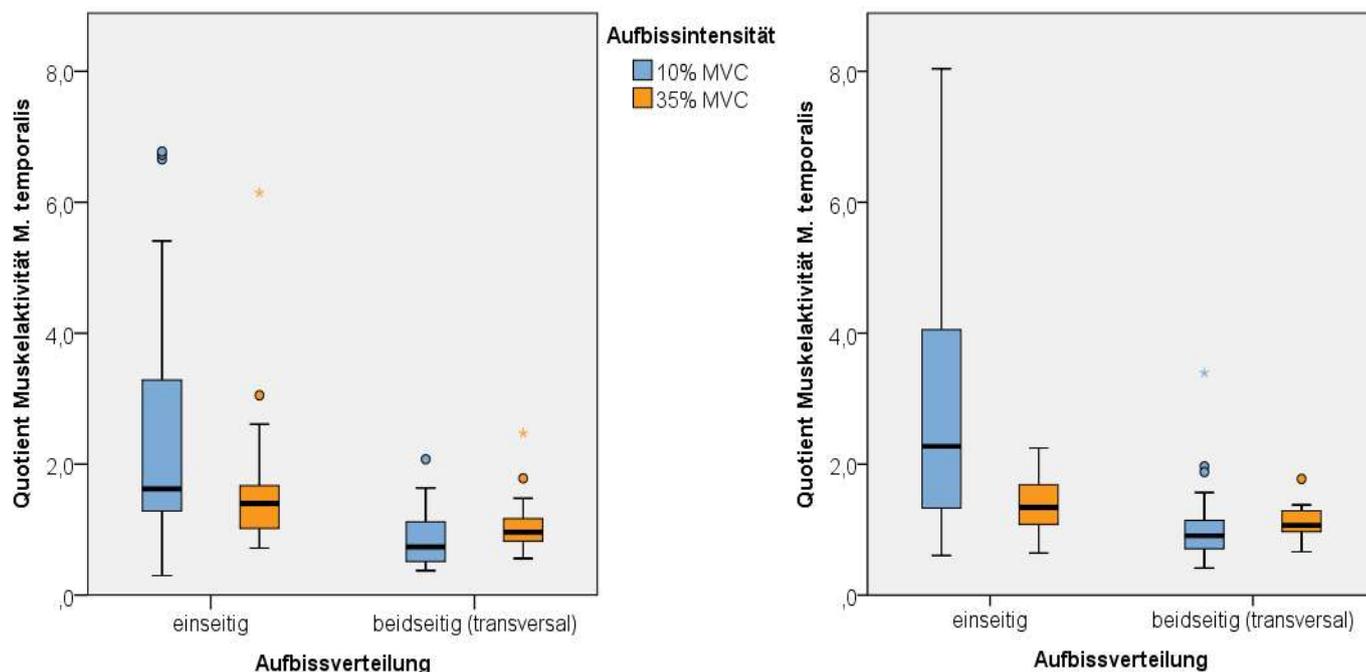


Abb. 3: Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis beim Aufbiss im Bereich des 2. Molaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

Der Boxplot der 1. Hauptuntersuchung zeigt für den M. temporalis höhere Mediane der Aktivitätsquotienten beim einseitig konfigurierten Aufbiss, sowohl für 10% als auch für 35% MVC. Bei einseitiger Aufbisskonfiguration und 10% MVC Aufbissintensität liegt der Median bei ca. 1,8, bei einseitiger Aufbisskonfiguration und 35% MVC bei ca. 1,7. Die Mediane bei beidseitigen okklusalen Aufbisserrhöhungen sind deutlich niedriger und liegen für 10% MVC bei ca. 0,7 und für 35% MVC bei ca. 0,9. Insgesamt zeigt sich bei der einseitigen Aufbisskonfiguration eine größere Streuung als bei der beidseitigen Aufbisskonfiguration, besonders beim Aufbiss mit leichter Intensität (10% MVC). Beim einseitig konfigurierten Aufbiss sind etwas höhere Mediane gegenüber dem beidseitig konfigurierten Aufbiss zu verzeichnen. Vergleicht man die Aufbissintensitäten, so fällt beim leichten Aufbiss eine größere Streuung der Werte auf. Eine bemerkenswert große Streuung der Werte zeigt sich beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss. Für die 1. Hauptuntersuchung ergab sich ein statistisch hoch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p < 0,001$). Feststellbar war eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung ($p = 0,023$). Beim Vergleich von einseitigem und beidseitigem Aufbiss zeigte sich

ein hoch signifikanter Unterschied beim leichten Aufbiss (10% MVC) ($p < 0,001$). Beim Vergleich von leichtem (10% MVC) mit festem (35% MVC) Aufbiss ergab sich ein signifikanter Unterschied beim einseitigen Aufbiss ($p = 0,008$).

Die Mediane der Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis in der 2. Hauptuntersuchung liegen beim einseitig konfigurierten Aufbiss mit ca. 2,2 für 10% MVC und ca. 1,7 für 35% MVC höher als die Mediane beim beidseitig konfigurierten Aufbiss mit Werten von ca. 0,9-1,0. Auffällig sind hier die größere Streuung und die höheren Mediane bei einseitiger Aufbisskonfiguration, insbesondere beim Aufbiss mit leichter Intensität (10% MVC). Außerdem unterscheiden sich bei der einseitigen Aufbisskonfiguration die Mediane von leichtem und festem Aufbiss deutlicher als beim beidseitig konfigurierten Aufbiss. Bei der beidseitigen Aufbisskonfiguration sind trotz unterschiedlicher Aufbissintensität die Mediane sehr ähnlich. Die Aufbissintensitäten unterscheiden sich insofern, als dass beim leichten Aufbiss eine größere Streuung der Werte auftritt. Dies zeigt sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss deutlich, beim beidseitigen geringfügig. Insgesamt sind die Werte nicht so konstant verteilt wie beim M. masseter in dem selben Hauptversuch, sowohl bezüglich der Streuung als auch bezüglich der Mediane. Besonders auffällig sind die große Streuung und der höhere Median beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss. Für die 2. Hauptuntersuchung war ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissintensität ($p = 0,002$) feststellbar. Es ergab sich ein statistisch hoch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p < 0,001$). Es zeigte sich eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung ($p = 0,006$). Beim Vergleich von einseitigem und beidseitigem Aufbiss ergab sich ein hoch signifikanter Unterschied bei leichtem Aufbiss (10% MVC) ($p < 0,001$). Beim Vergleich von leichtem (10% MVC) und festem (35% MVC) Aufbiss war ein hoch signifikanter Unterschied beim einseitigen Aufbiss ($p < 0,001$) zu erkennen.

4.1.2 Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis beim Aufbiss auf den Referenzzahn 1. Molar (M1)

M. masseter

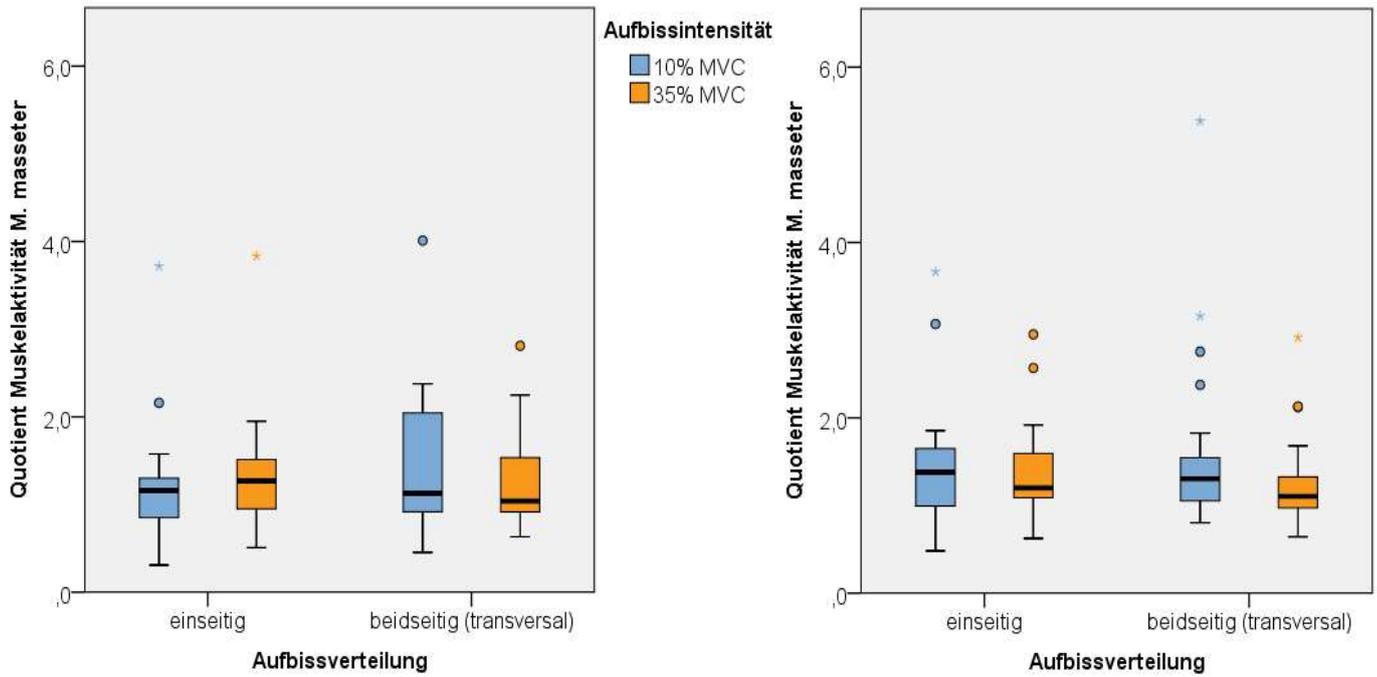


Abb. 4: Muskelaktivitätsquotienten des M. masseter beim Aufbiss im Bereich des 1. Molaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

In der 1. Hauptuntersuchung zeigen sich ähnlich hohe Mediane im Bereich von ca. 1,0-1,3 bei beiden Aufbissverteilungen und beiden Aufbissintensitäten. Vergleicht man den einseitig und den beidseitig konfigurierten Aufbiss, so fällt auf, dass bei der beidseitigen Aufbisskonfiguration insgesamt eine größere Streuung der Werte vorliegt. Besonders auffällig ist dies beim leichten, beidseitig konfigurierten Aufbiss (hier im Vergleich sehr große Streuung). Der feste, beidseitig konfigurierte Aufbiss unterscheidet sich bezüglich der Streuung kaum vom festen, einseitig konfigurierten Aufbiss. Bei der einseitigen Aufbisskonfiguration sind etwas höhere Mediane als bei der beidseitigen Aufbisskonfiguration zu beobachten. Im Vergleich 10% MVC und 35% MVC fällt erneut die große Streuung beim leichten, beidseitig konfigurierten Aufbiss auf. Ansonsten ergeben sich bei beiden Aufbissintensitäten ähnliche Mediane. Für die 1. Hauptuntersuchung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung.

Auch in der 2. Hauptuntersuchung liegen die Mediane sowohl bei beiden Aufbissverteilungen als auch bei beiden Aufbissintensitäten in ähnlichen Wertebereichen zwischen ca. 1,0 und 1,3. Insgesamt ist hier zu beobachten, dass sich einseitiger und beidseitiger Aufbiss kaum voneinander unterscheiden. Es existieren ähnliche Streuungen und ähnliche Mediane. Bei einseitiger Aufbisskonfiguration ist die Streuung geringfügig größer als beim beidseitigen Aufbiss. Vergleicht man die Aufbissintensitäten untereinander, so fallen beim leichten Aufbiss eine geringfügig größere Streuung und etwas höhere Mediane auf. Insgesamt sind die Streuungen sehr gering und bei allen Aufbissbedingungen ähnlich, die Mediane sind ähnlich hoch und konstant. Für die 2. Hauptuntersuchung waren keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung feststellbar.

M. temporalis

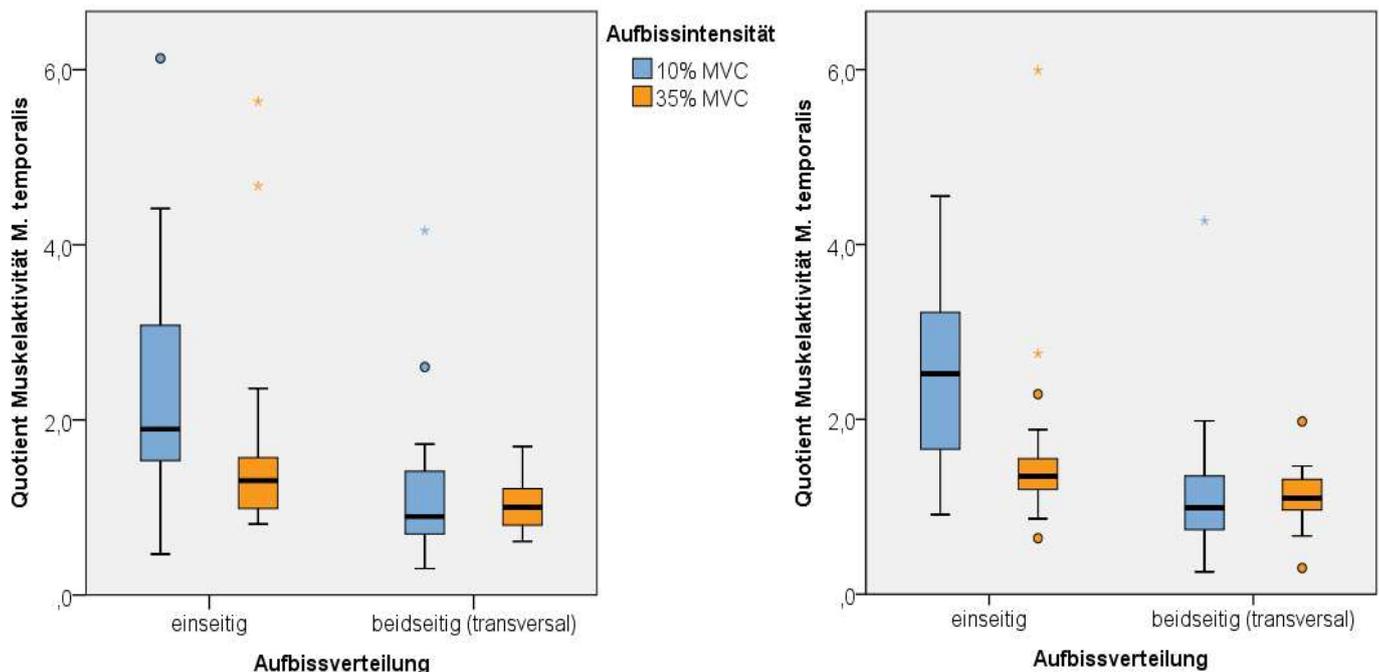


Abb. 5: Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis beim Aufbiss im Bereich des 1. Molaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

In der 1. Hauptuntersuchung liegen die Mediane bei einseitiger Aufbisskonfiguration mit ca. 1,9 bei leichter und ca. 1,5 bei fester Aufbissintensität deutlich höher als die Mediane bei beidseitiger Folienpositionierung (ca. 1,0-1,1 bei beiden Aufbissintensitä-

ten). In dieser Darstellung fallen insgesamt eine größere Streuung der Werte und höhere Mediane beim einseitig konfigurierten Aufbiss auf. Vor allem die einseitige Aufbisskonfiguration mit leichter Aufbissintensität zeichnet sich durch eine auffallend große Streuung der Werte und einen hohen Median aus. Der leichte Aufbiss mit 10% MVC zeigt im Vergleich zum festen Aufbiss eine größere Streuung der Werte, besonders beim einseitigen Aufbiss. Insgesamt sind die Streuungen und die Mediane in dieser Graphik im Vergleich zu den Werten des M. masseter in derselben Messsituation weniger konstant. Für die 1. Hauptuntersuchung ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,012$).

In der 2. Hauptuntersuchung ergeben sich für die einseitige Aufbisskonfiguration ebenfalls höhere Mediane der Aktivitätsquotienten. Mit ca. 2,5 bei 10% MVC und ca. 1,5 bei 35% MVC sind sie gegenüber den Medianen der Aktivitätsquotienten bei beidseitiger Position der okklusalen Erhöhungen (ca. 1,0-1,1 bei beiden Aufbissintensitäten) deutlich erhöht. Beim einseitigen Aufbiss unterscheiden sich die Mediane für unterschiedliche Aufbissintensitäten deutlich. Zusammenfassend fällt bei der einseitigen Aufbisskonfiguration im Vergleich zur beidseitigen Aufbisskonfiguration auf, dass die Mediane höher sind und sich bei unterschiedlichen Aufbissintensitäten deutlicher unterscheiden. Besonders herausstechend ist hierbei der leichte, einseitig konfigurierte Aufbiss mit einem vergleichsweise sehr hohen Median und einer sehr großen Streuung. Vergleicht man die Aufbissintensitäten miteinander, so zeigt sich beim leichten Aufbiss eine größere Streuung der Werte im Gegensatz zum festen Aufbiss. In besonders ausgeprägter Form ist dies beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss zu beobachten. Insgesamt sind die Werte dadurch, dass sich die Höhe der Mediane und die Größe der Streuung deutlich voneinander unterscheiden, nicht konstant verteilt – auch im Vergleich zum M. masseter in derselben Messsituation. Für die 2. Hauptuntersuchung war ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissintensität ($p=0,005$) festzustellen. Es ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,007$). Es zeigte sich eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung ($p=0,006$). Beim Vergleich von einseitigem und beidseitigem Aufbiss war ein hoch signifikanter Unterschied beim leichten Aufbiss (10% MVC) ($p<0,001$) erkennbar. Beim Vergleich von leichtem (10% MVC) mit festem (35% MVC) Aufbiss ergab sich ein hoch signifikanter Unterschied beim einseitigen Aufbiss ($p<0,001$).

4.1.3 Muskelaktivitätsquotienten von *M. masseter* und *M. temporalis* beim Aufbiss auf den Referenzzahn 2. Prämolare (P2)

M. masseter

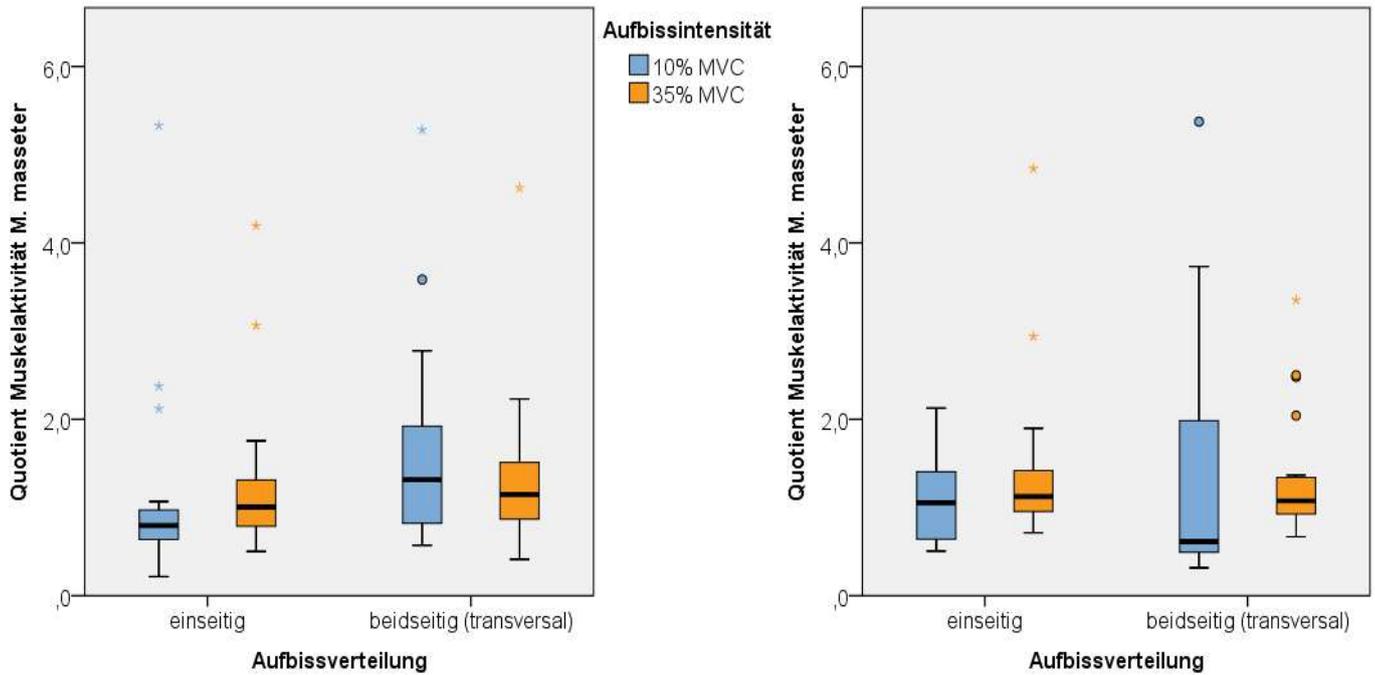


Abb. 6: Muskelaktivitätsquotienten des *M. masseter* beim Aufbiss im Bereich des 2. Prämolaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

Die Mediane der Aktivitätsquotienten des *M. masseter* liegen in der 1. Hauptuntersuchung beim einseitigen Aufbiss sowohl für 10% als auch für 35% MVC ähnlich hoch bei ca. 0,9-1,0. Die Mediane bei beidseitiger Aufbissverteilung sind gegenüber denen der einseitigen Aufbissverteilung leicht erhöht und liegen für beide Aufbissintensitäten bei ca. 1,2-1,3. In dieser Abbildung sind eine insgesamt größere Streuung der Werte und höhere Mediane bei beidseitiger Aufbisskonfiguration, besonders bei der Anwendung einer leichten Aufbissintensität (10% MVC), festzustellen. Im Vergleich von 10% MVC und 35% MVC fällt beim beidseitig konfigurierten Aufbiss erneut die größere Streuung bei 10% MVC auf. Die Mediane von leichtem und festem Aufbiss unterscheiden sich in dieser Darstellung nicht wesentlich. Zusammenfassend ist in dieser Abbildung die Streuung der Werte generell recht klein. Beim einseitig konfigurierten Aufbiss sind die Mediane und die Streuung geringer. Der leichte, beidseitig konfigurierte Auf-

biss ergibt eine vergleichsweise große Streuung der Werte. Für die 1. Hauptuntersuchung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung.

In der zweiten Hauptuntersuchung liegen die Mediane der Masseteraktivitätsquotienten beim einseitig konfigurierten Aufbiss für beide Aufbissintensitäten und beim beidseitig konfigurierten Aufbiss für 35% MVC ähnlich hoch bei ca. 1,1-1,2. Der Median der Aktivitätsquotienten beim leichten, beidseitig konfigurierten Aufbiss ist mit ca. 0,6 deutlich geringer. Insgesamt fallen eine geringe Streuung der Werte und ähnlich hohe Mittelwerte bei allen Aufbisskonditionen, außer beim leichten, beidseitig konfigurierten Aufbiss, auf. Bei diesem zeigen sich eine relativ große Streuung und ein vergleichsweise niedriger Median. Für die 2. Hauptuntersuchung waren keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung erkennbar.

M. temporalis

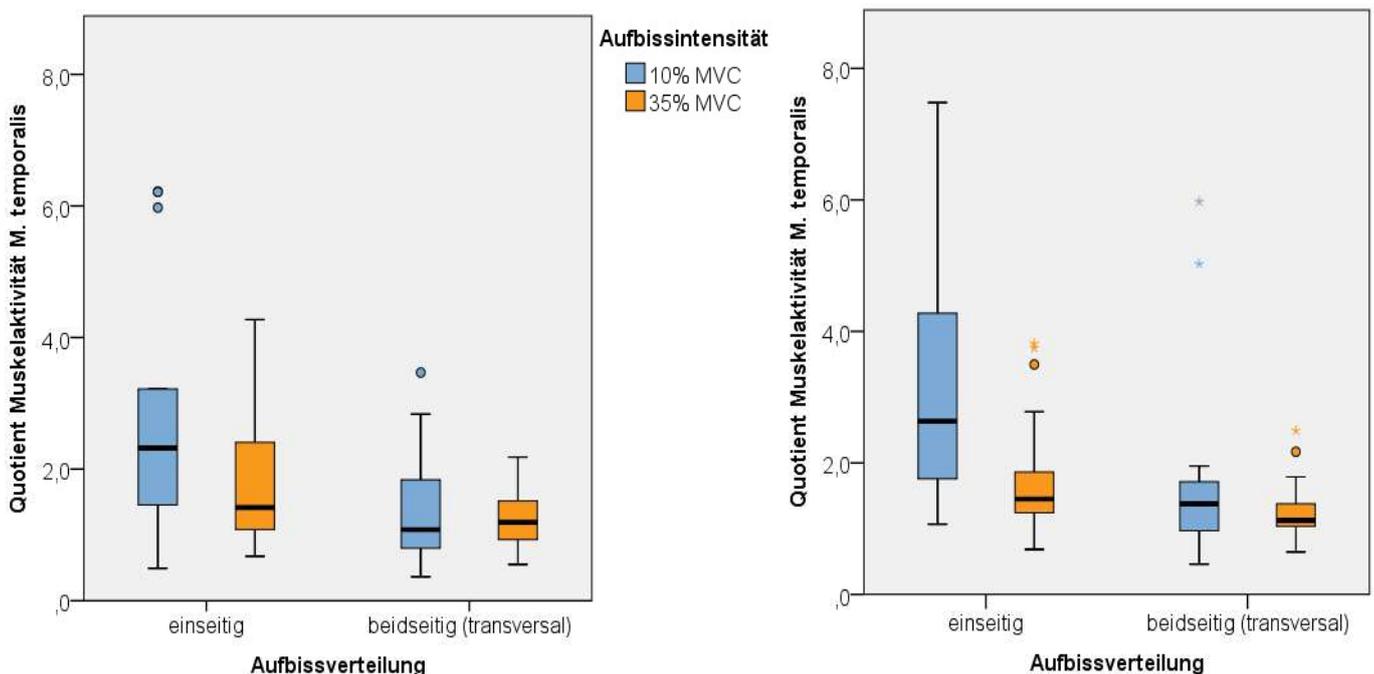


Abb. 7: Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis beim Aufbiss im Bereich des 2. Prämolaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

In der ersten Hauptuntersuchung liegt der Median der Aktivitätsquotienten des M. temporalis bei einseitiger Aufbisskonfiguration und 35% MVC ähnlich hoch wie die Mediane der beidseitig transversalen Aufbisskonfiguration und 10% MVC sowie 35% MVC (ca. 1,0-1,3). Der Median des leichten, einseitig konfigurierten Aufbisses liegt im Vergleich dazu deutlich höher bei ca. 2,2. Insgesamt fallen beim einseitig konfigurierten Aufbiss im Vergleich zum beidseitig konfigurierten Aufbiss eine größere Streuung der Werte sowie höhere Mediane auf. Besonders deutlich zeigt sich dies beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss. Bei der einseitigen Aufbisskonfiguration ist außerdem ein größerer Unterschied der Mediane bei den unterschiedlichen Aufbissintensitäten zu erkennen. Vergleicht man den leichten mit dem festen Aufbiss, so zeigt sich bei leichtem Aufbiss eine größere Streuung der Werte. Insgesamt ist die Verteilung der Werte nicht konstant. Die Werte streuen stärker und die Streuungen und Mediane unterscheiden sich deutlich. Für die 1. Hauptuntersuchung war ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,019$) feststellbar.

In der 2. Hauptuntersuchung zeigt sich ein ähnliches Bild wie in der 1. Hauptuntersuchung. Der Median bei einseitiger Aufbisskonfiguration und 35% MVC ist ähnlich hoch wie die Mediane der beidseitig transversalen Aufbisskonfiguration bei 10% sowie 35% MVC (ca. 1,0-1,4). Der Median des leichten, einseitig konfigurierten Aufbisses liegt dagegen deutlich höher bei ca. 2,6. In dieser Darstellung sind eine größere Streuung der Werte und höhere Mediane beim einseitig gegenüber dem beidseitig konfigurierten Aufbiss zu beobachten. In besonderem Maße ist dies bei der einseitigen Aufbisskonfiguration mit geringer Aufbissintensität (10% MVC) zu beobachten (große Streuung, hoher Median.). Der leichte Aufbiss führt gegenüber dem festen Aufbiss zu einer größeren Streuung der Werte und zu höheren Medianen, ebenfalls vor allem beim einseitig konfigurierten Aufbiss. Abgesehen vom leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss, bei dem eine besondere Verteilung der Werte auffällt, sind die Streuungen ähnlich gering und die Mediane ähnlich hoch. Für die 2. Hauptuntersuchung zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissintensität ($p=0,009$). Es ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,019$).

4.1.4 Muskelaktivitätsquotienten von *M. masseter* und *M. temporalis* beim Aufbiss auf den Referenzzahn 1. Prämolare (P1)

M. masseter

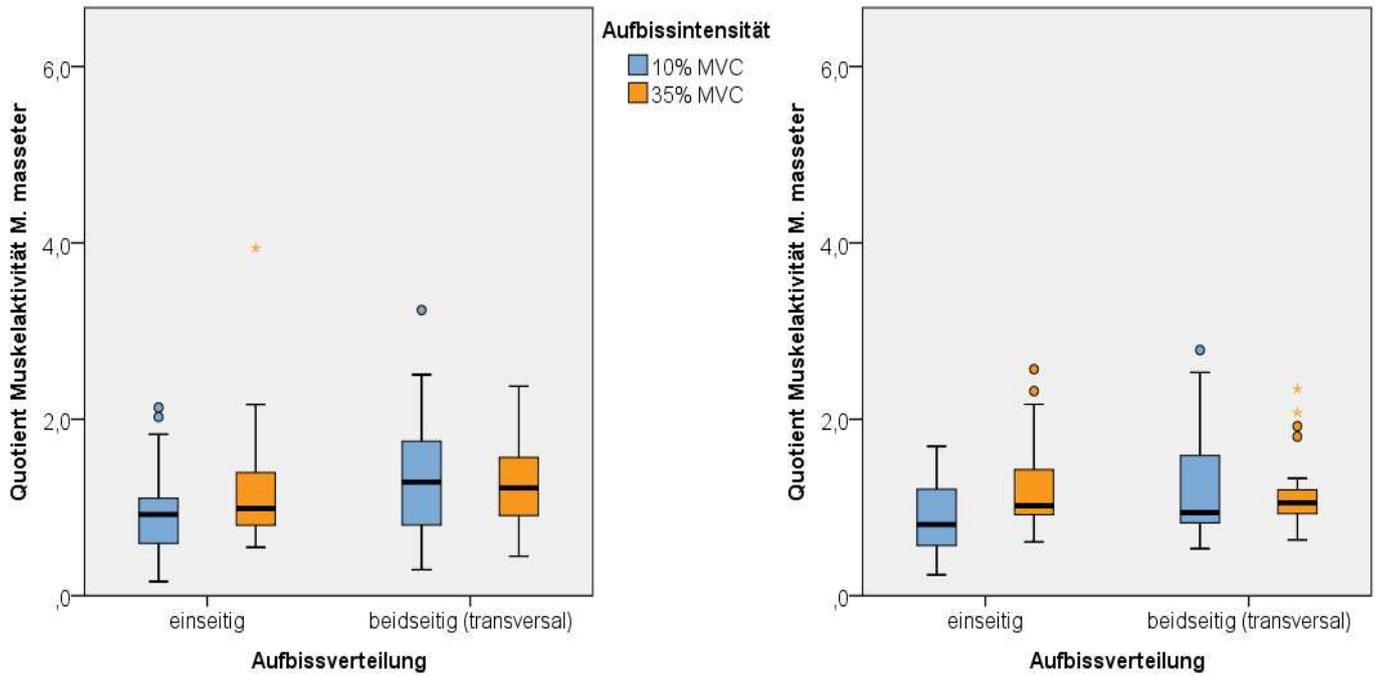


Abb. 8: Muskelaktivitätsquotienten des *M. masseter* beim Aufbiss im Bereich des 1. Prämolaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

Die Mediane der Aktivitätsquotienten des *M. masseter* in der 1. Hauptuntersuchung betragen für den einseitig konfigurierten Aufbiss bei 10% MVC und 35% MVC etwa 1,0. Die Mediane des beidseitig konfigurierten Aufbisses unterscheiden sich bei beiden Aufbissintensitäten mit ca. 1,2-1,3 nur wenig davon. Es ist zu erkennen, dass insgesamt ähnlich geringe Streuungen und geringe Medianunterschiede bestehen. Beim beidseitig konfigurierten Aufbiss sind kaum nennenswert größere Streuungen der Werte und höhere Mediane im Vergleich zum einseitig konfigurierten Aufbiss zu beobachten. Die größte Streuung und der höchste Mittelwert finden sich bei beidseitiger Aufbisskonfiguration mit leichter Aufbissintensität (10% MVC). Insgesamt zeichnen sich die in diesem Diagramm dargestellten Werte durch eine geringe Streuung und eine große Konsistenz bezüglich der Streuung und Mittelwerte aus. Für die 1. Hauptuntersuchung war eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Auf-

bissintensität und Aufbissverteilung ($p=0,033$) erkennbar. Beim Vergleich von beidseitiger und einseitiger Aufbisskonfiguration ergab sich ein signifikanter Unterschied beim leichten Aufbiss (10% MVC) ($p=0,017$). Beim Vergleich von festem (35% MVC) und leichtem (10% MVC) Aufbiss zeigte sich ein signifikanter Unterschied beim einseitig konfigurierten Aufbiss ($p=0,017$).

Die Mediane der Quotienten der 2. Hauptuntersuchung liegen für beide Aufbissverteilungen und beide Aufbissintensitäten bei ca. 0,9-1,0. Vergleicht man die einseitige mit der beidseitigen Aufbisskonfiguration, so fällt auf, dass die Streuung der Werte bei beiden Verteilungen ähnlich gering ist und die Mediane fast gleich hoch sind. Die Streuung ist beim einseitig konfigurierten Aufbiss geringfügig größer, und dann vor allem beim Aufbiss mit leichter Kraft (10% MVC). Beim leichten Aufbiss ergeben sich im Vergleich zum festen Aufbiss eine größere Streuung der Werte sowie geringfügig kleinere Mediane. Insgesamt ist die Verteilung der Werte sehr konstant mit wenigen Unterschieden bezüglich der Streuung und der Mediane. Die Streuung der Werte ist insgesamt sehr gering. Für die 2. Hauptuntersuchung zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,041$). Es war eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung ($p=0,009$) feststellbar. Beim Vergleich von beidseitiger und einseitiger Aufbisskonfiguration ergab sich ein hoch signifikanter Unterschied beim leichten Aufbiss (10% MVC) ($p<0,001$). Beim Vergleich von festem (35% MVC) und leichtem (10% MVC) Aufbiss war ein signifikanter Unterschied beim einseitig konfigurierten Aufbiss ($p=0,005$) zu erkennen.

M. temporalis

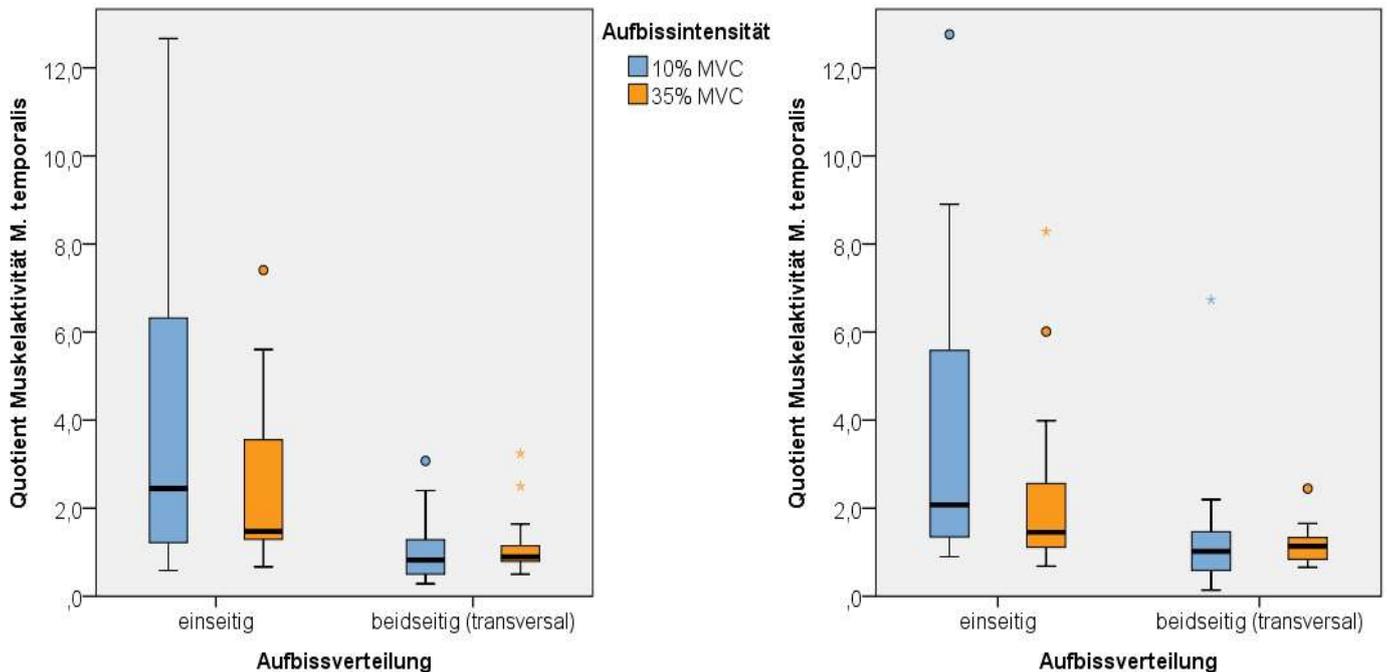


Abb. 9: Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis beim Aufbiss im Bereich des 1. Prämolaren in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

Der Median der Aktivitätsquotienten des M. temporalis weist für die einseitige Folienpositionierung bei 10% MVC eine Größe von ca. 2,4 und bei 35% MVC eine Größe von ca. 1,5 auf. Die Mediane der beidseitig konfigurierten Aufbissituation liegen knapp unter 1,0. Im Vergleich zum beidseitig konfigurierten Aufbiss zeigen sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss eine größere Streuung der Werte und höhere Mediane. Bei der einseitigen Aufbisskonfiguration fallen bezüglich der unterschiedlichen Aufbissintensitäten größere Unterschiede bezüglich der Streuung und der Höhe der Mediane auf. Besonders auffällig sind die große Streuung und der vergleichsweise hohe Median beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss. Vergleicht man die Aufbissintensitäten, so fällt beim leichten Aufbiss eine größere Streuung der Werte auf, besonders bei der einseitigen Aufbisskonfiguration. Insgesamt ist die Verteilung der Werte in dieser Graphik nicht konstant, vor allem bei der einseitigen Aufbisskonfiguration zeigen sich deutliche Streuungs- und Medianunterschiede zwischen leichtem und festem Aufbiss. Der einseitig konfigurierte Aufbiss unterscheidet sich eindeutig vom beidseitigen Aufbiss, dessen Werte eine relativ geringe und konstante Streuung und konstante Mediane

aufweisen. Für die 1. Hauptuntersuchung ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,005$).

Die Verteilung der Werte der Muskelaktivitätsquotienten in der 2. Hauptuntersuchung stellt sich ähnlich dar. Der Median des leichten, einseitig konfigurierten Aufbisses liegt bei ca. 2,0, der Median des festen, einseitig konfigurierten Aufbisses liegt bei ca. 1,5. Bei der beidseitigen Position der okklusalen Erhöhungen sind die Mediane für die unterschiedlichen Aufbissintensitäten gleich hoch und liegen bei ca. 1,0. Beim Vergleich der Aufbissverteilungen ist eine deutlich größere Streuung beim einseitig konfigurierten Aufbiss zu beobachten, besonders dann, wenn mit leichter Aufbissintensität (10% MVC) zusammengebissen wird. Bei der einseitigen Aufbisskonfiguration sind die Mediane etwas höher und unterschiedlicher als bei der beidseitigen Aufbisskonfiguration. Betrachtet man den leichten Aufbiss, so ist gegenüber dem festen Aufbiss eine größere Streuung der Werte festzustellen. Speziell fällt dies beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss auf (hohe Streuung, hoher Median). Zusammenfassend fällt in dieser Abbildung auf, dass Mediane und Streuungen sehr unterschiedlich sind. Besonders die Werte beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss heben sich durch eine extrem große Streuung und einen hohen Median ab. Für die 2. Hauptuntersuchung zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,002$).

4.1.5 Muskelaktivitätsquotienten von *M. masseter* und *M. temporalis* beim Aufbiss auf den Referenzzahn Eckzahn (E)

M. masseter

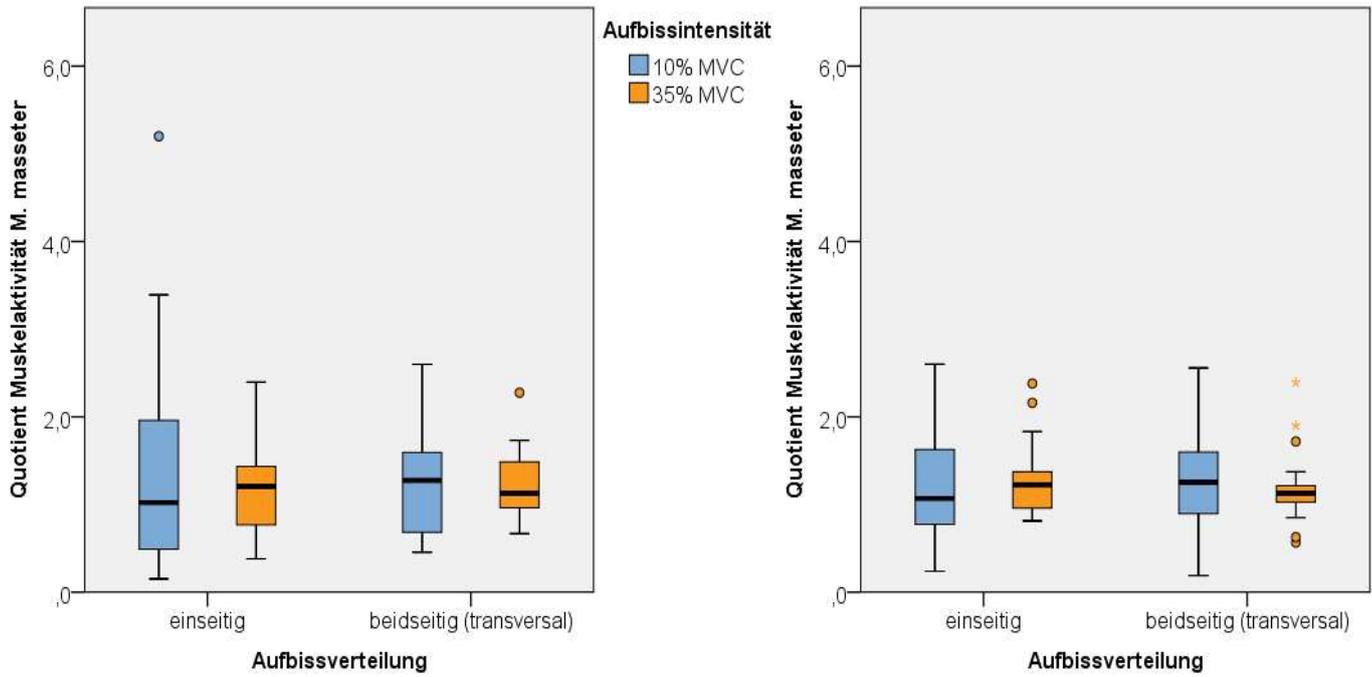


Abb. 10: **Muskelaktivitätsquotienten des *M. masseter* beim Aufbiss im Bereich des Eckzahnes** in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

In der ersten Hauptuntersuchung liegen die Mediane bei beiden Aufbissverteilungen und beiden Aufbissintensitäten ähnlich hoch zwischen ca. 1,0 und 1,2. Beim Vergleich von einseitiger und beidseitiger Aufbissverteilung ergibt sich eine etwas größere Streuung beim einseitig konfigurierten Aufbiss. Die Mediane sind ähnlich hoch und konstant. Beim leichten Aufbiss fällt gegenüber dem festen Aufbiss eine größere Streuung der Werte auf. Die Mediane unterscheiden sich kaum. Insgesamt sind die Unterschiede gering. Für die 1. Hauptuntersuchung waren keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung feststellbar.

In der 2. Hauptuntersuchung sind die Mediane für alle Aufbissituationen ebenfalls ähnlich hoch und liegen bei ca. 1,0 und 1,1. Die einseitige und die beidseitige Aufbisskonfiguration sind insgesamt sehr ähnlich bezüglich der Streuung der Werte und

der Mediane. Beide weisen geringe Streuungen der Werte auf, wobei sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss eine etwas größere Streuung der Werte ergibt, vor allem beim festen Aufbiss (35% MVC). Vergleicht man die leichte und feste Aufbissintensität, so fällt eine größere Streuung der Werte beim leichten Aufbiss auf. Die Mediane sind ähnlich hoch und konstant. Für die 2. Hauptuntersuchung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung.

M. temporalis

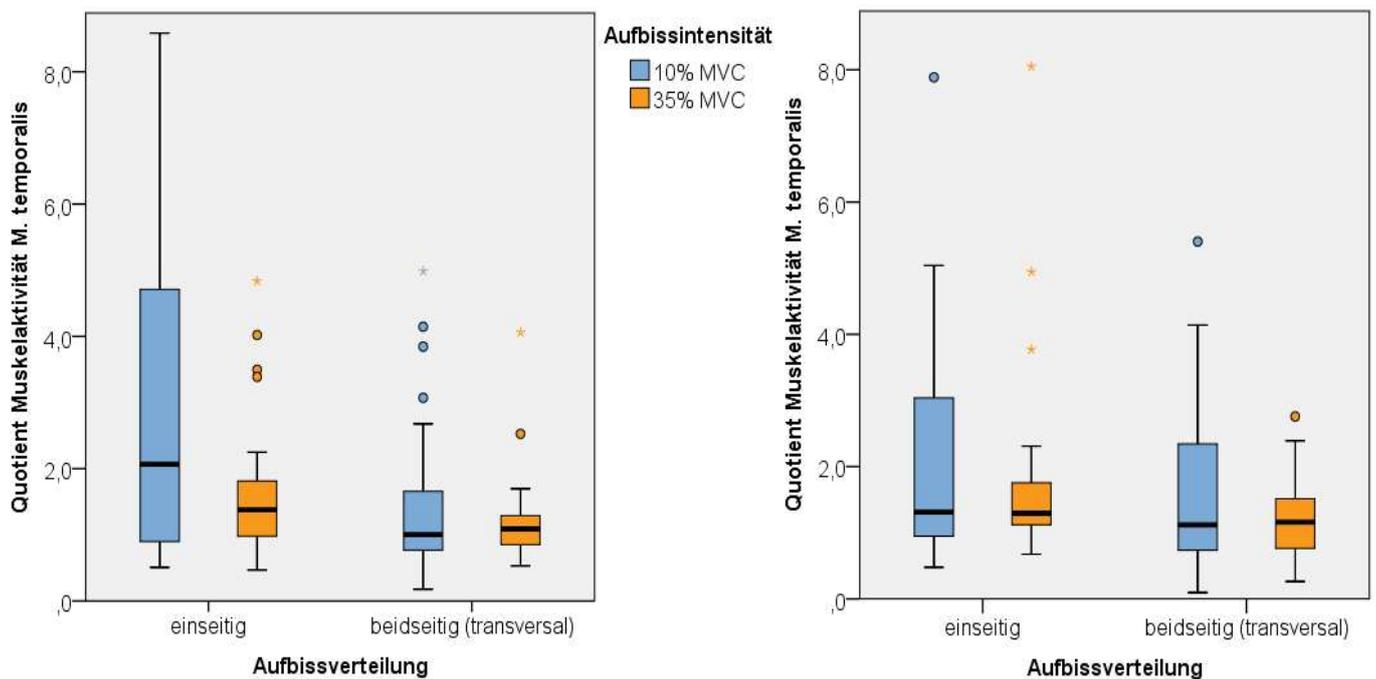


Abb. 11: **Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis beim Aufbiss im Bereich des Eckzahnes** in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung. (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

In der ersten Hauptuntersuchung unterscheiden sich die Mediane der Aktivitätsquotienten des M. temporalis bei einseitiger Aufbissverteilung je nach Aufbissintensität deutlich. Der Median liegt für 10% MVC bei ca. 2,0 und für 35% MVC bei ca. 1,4. Bei beidseitiger Aufbissverteilung sind die Mediane allerdings für beide Aufbissintensitäten ähnlich hoch und liegen bei ca. 1,0. Insgesamt zeigt sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss im Vergleich zum beidseitig konfigurierten Aufbiss eine größere Streuung der Werte. Besonders ist dies beim leichten Aufbiss festzustellen. Bei der einseitigen Auf-

bisskonfiguration sind die Mediane etwas höher, insbesondere wenn mit leichter Intensität (10% MVC) aufgebissen wird. Vergleicht man die Aufbissintensitäten miteinander, so fällt auf, dass beim leichten Aufbiss die Werte stärker gestreut sind. Besonders groß ist die Streuung beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss. Für die 1. Hauptuntersuchung ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissintensität ($p=0,019$).

In der zweiten Hauptuntersuchung liegen die Mediane für beide Aufbissverteilungen und beide Aufbissintensitäten ähnlich hoch (einseitig: ca. 1,2, beidseitig: ca. 1,0). Zusammenfassend fällt auf, dass sowohl bei einseitiger als auch bei beidseitiger Aufbisskonfiguration die Werte ähnlich bezüglich Streuung und Median verteilt sind. Im Vergleich 10% MVC und 35% MVC zeigt sich bei 10% MVC eine größere Streuung. Die Mediane sind allerdings ähnlich hoch und konstant. Für die 2. Hauptuntersuchung waren keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung zu erkennen.

Die folgende Tabelle 3 soll eine Übersicht darüber geben, inwiefern signifikante Unterschiede bezüglich der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung innerhalb der Analyse auftraten. Es ist dargestellt, bei welchem Muskel, welchen Aufbisspositionen und in welcher Hauptuntersuchung signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) bezüglich der Faktoren Aufbissintensität (I) (10% MVC versus 35% MVC) und Aufbissverteilung (V) (einseitig versus beidseitig transversal) auftreten. Es fällt auf, dass gehäuft signifikante Unterschiede bezüglich der oben genannten Faktoren beim M. temporalis auftreten. Die Analyse der Aktivitätsquotienten des M. masseter ergab nur wenige signifikante Unterschiede.

Referenz Zahn	Hauptuntersuchung	M. masseter	M. temporalis
M2	H1	I x V	V I x V
M2	H2	I	V I I x V
M1	H1		V
M1	H2		V I I x V
P2	H1		V
P2	H2		V I
P1	H1	I x V	V
P1	H2	V I x V	V
E	H1		I
E	H2		

Tabelle 3: **Übersicht über das Auftreten signifikanter Unterschiede** ($p < 0,05$) **bezüglich der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung beim Aufbiss auf unterschiedliche Referenzzähne** (M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, H1= 1. Hauptuntersuchung, H2= 2. Hauptuntersuchung, I= Aufbissintensität, V= Aufbissverteilung, I x V= Interaktion Aufbissintensität x Aufbissverteilung)

4.1.6 Vergleich von M. masseter und M. temporalis beim Aufbiss auf unterschiedliche Referenzzähne

Um die Reaktionen von M. masseter und M. temporalis auf unterschiedliche Aufbissbedingungen zu vergleichen, sind im Folgenden die in Form von Boxplotdiagrammen dargestellten Muskelaktivitätsquotienten der beiden Muskeln in Abhängigkeit von der Aufbissverteilung und -intensität während identischer Versuchsbedingungen (dieselbe Untersuchungssitzung (H1 bzw. H2) und dieselbe Aufbissposition (M2, M1, P2, P1, E) gegenübergestellt (Abb. 12-21).

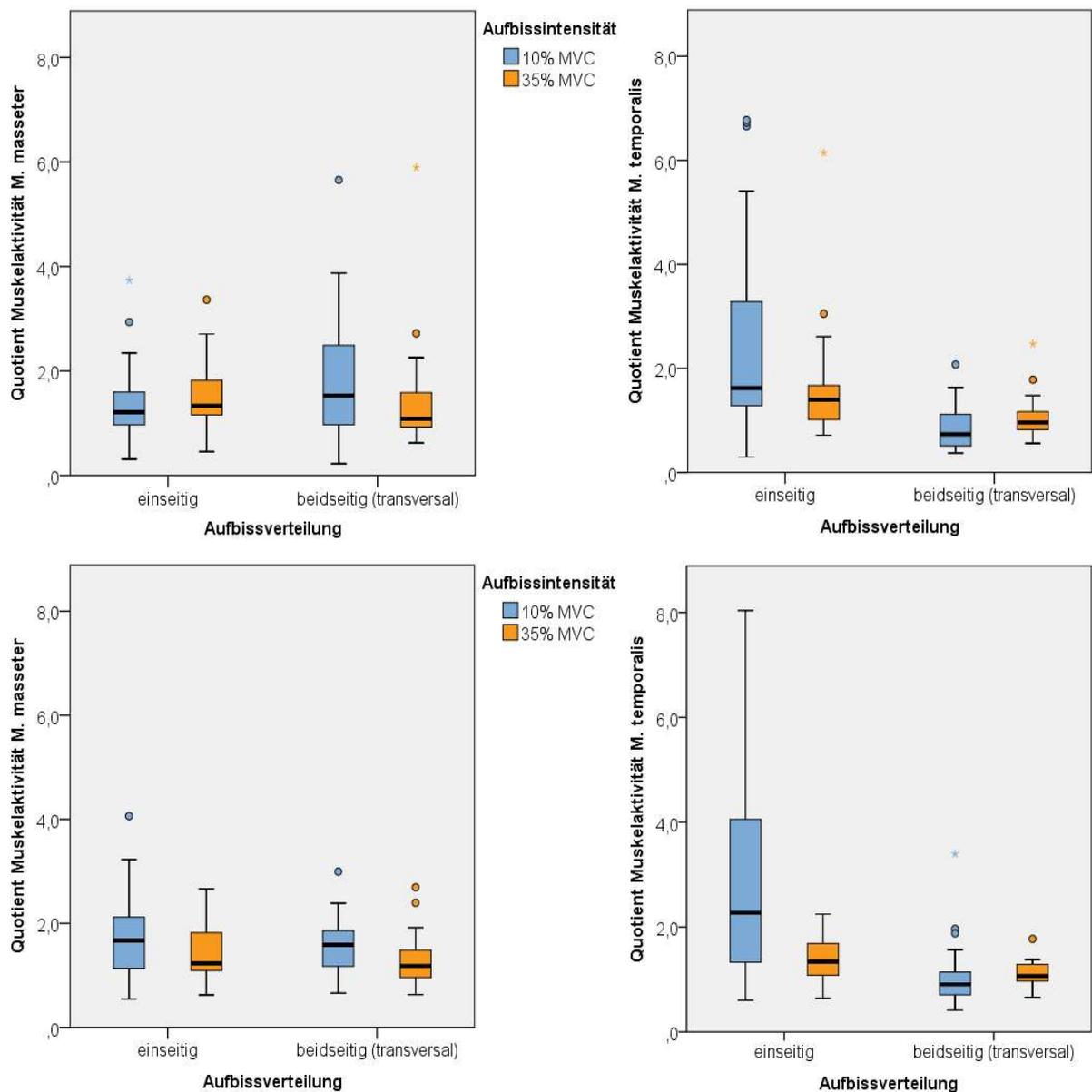


Abb. 12 und Abb. 13: Vergleich der Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter (links) und M. temporalis (rechts) beim Aufbiss im Bereich des 2. Molaren (M2) in der ersten (oben) und zweiten (unten) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)

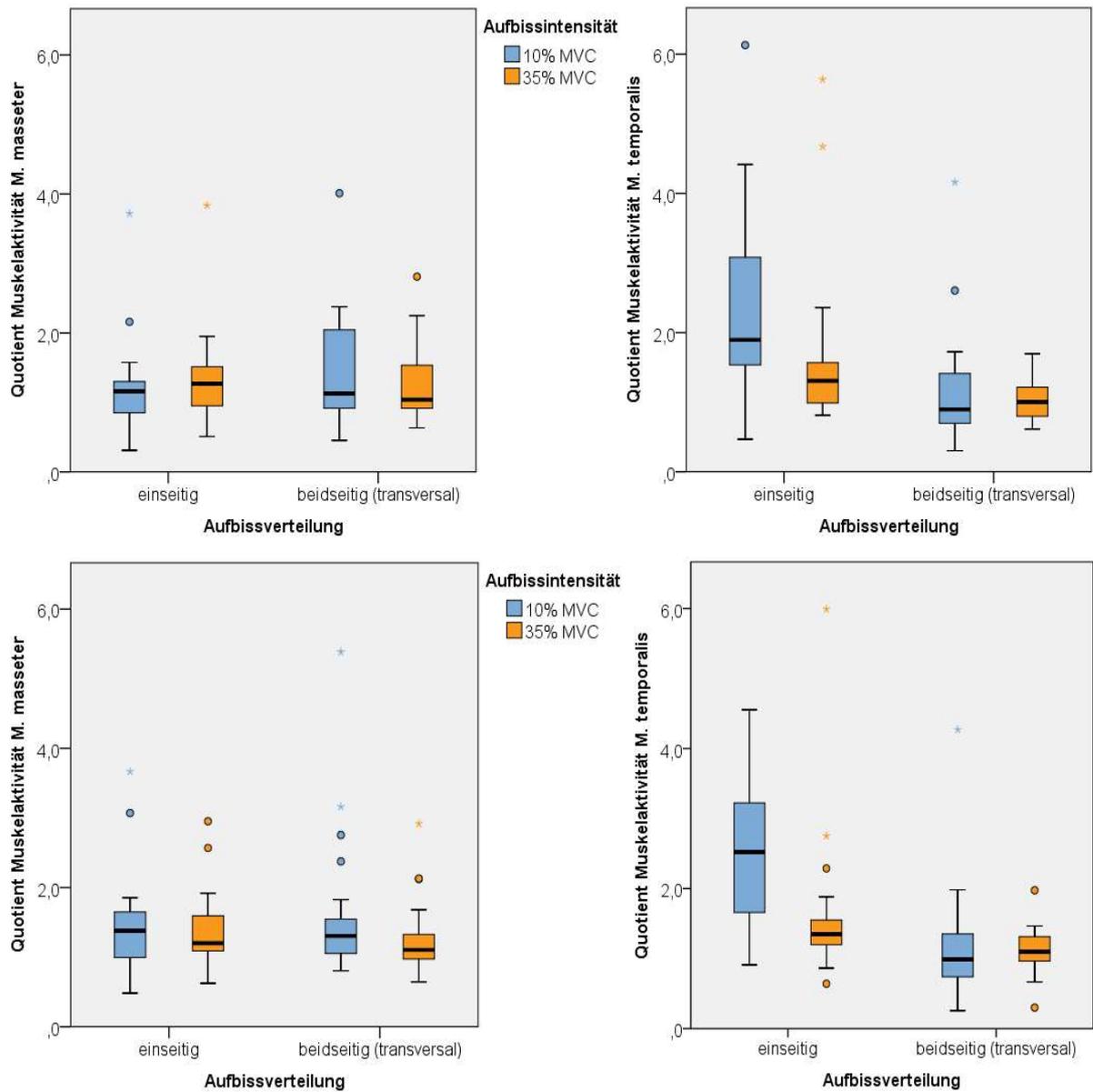


Abb. 14 und Abb. 15: **Vergleich der Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter (links) und M. temporalis (rechts) beim Aufbiss im Bereich des 1. Molaren (M1) in der ersten (oben) und zweiten (unten) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)**

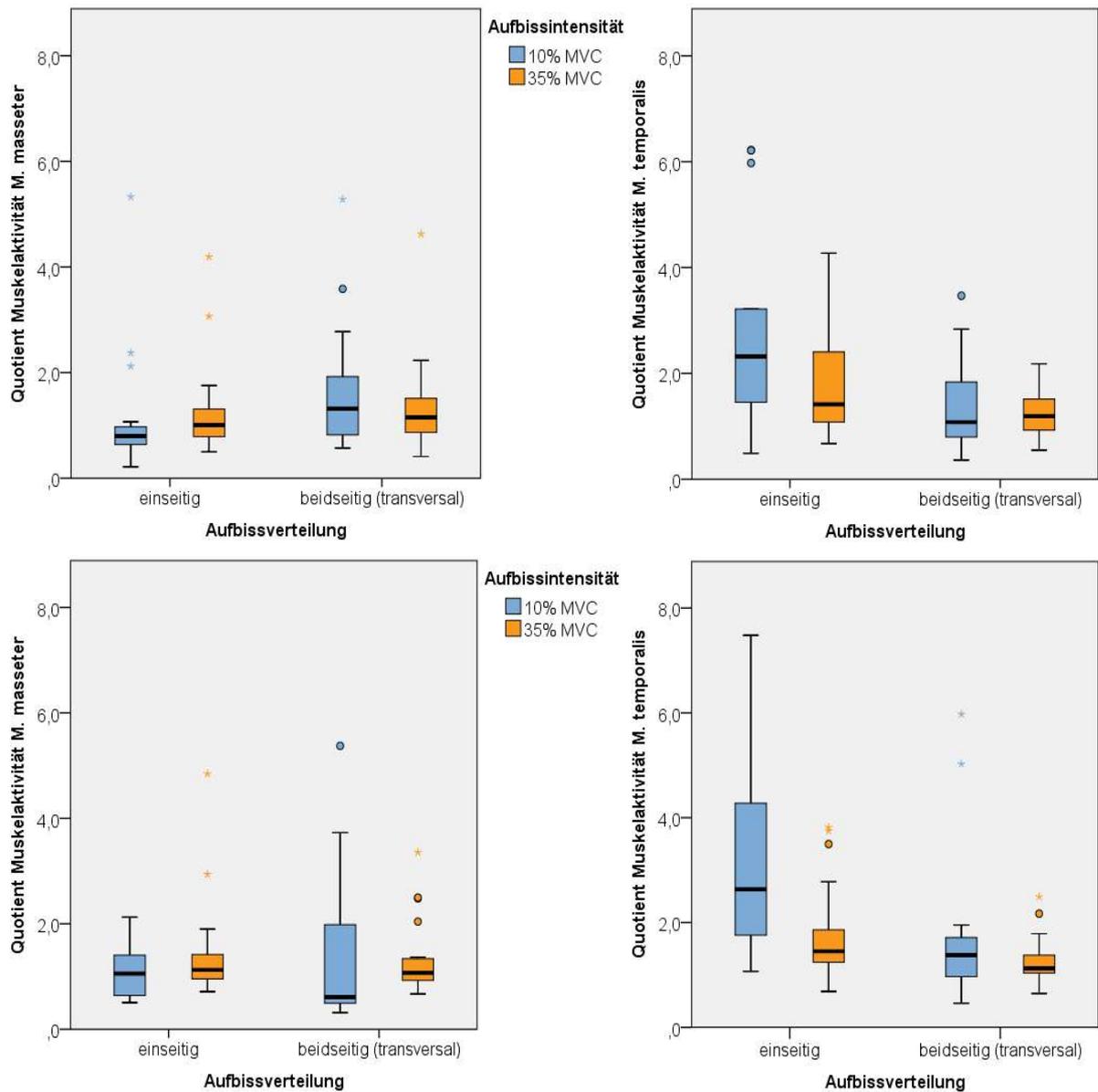


Abb. 16 und Abb. 17: **Vergleich der Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter (links) und M. temporalis (rechts) beim Aufbiss im Bereich des 2. Prämolaren (P2) in der ersten (oben) und zweiten (unten) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)**

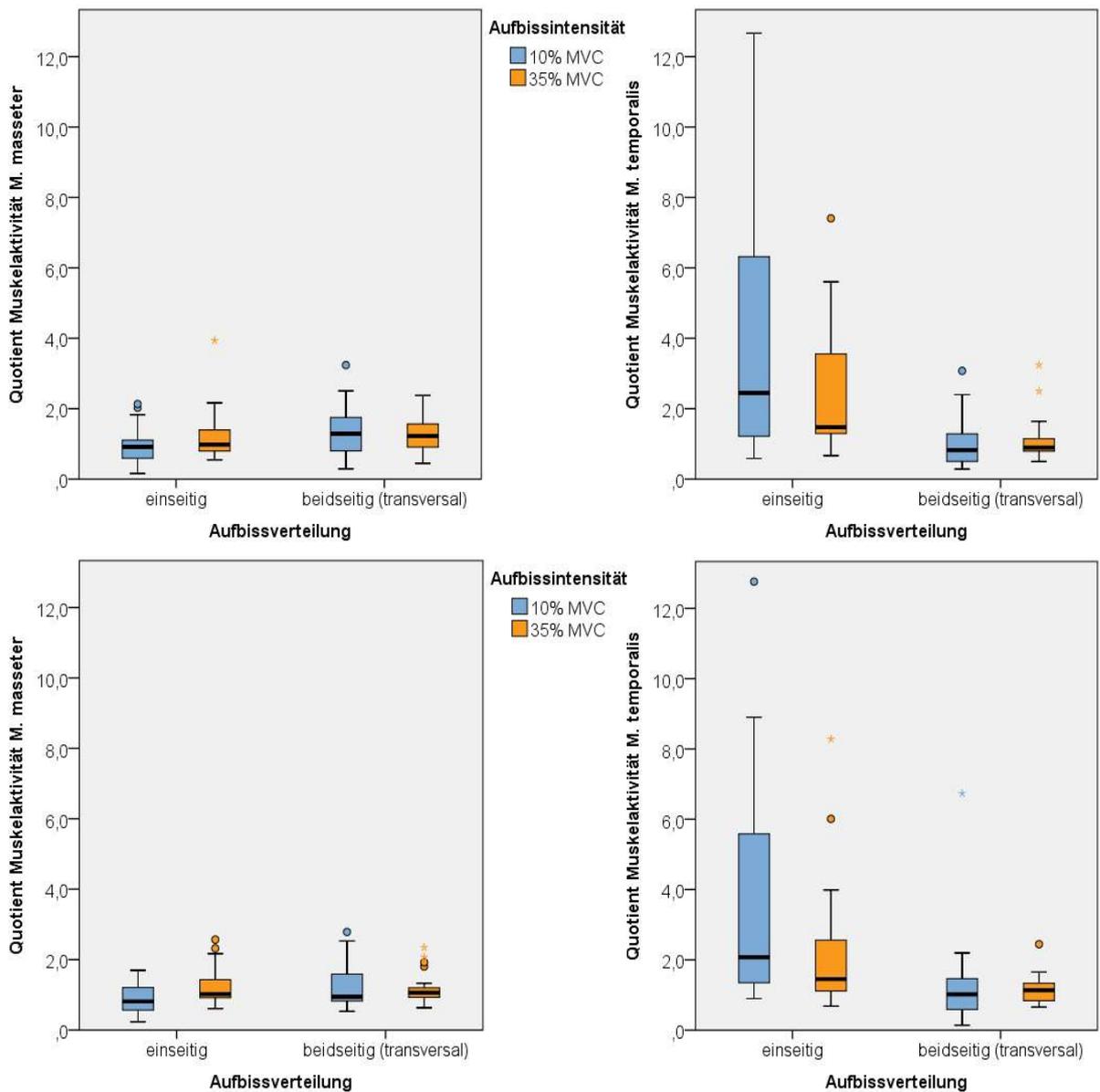


Abb. 18 und Abb. 19: **Vergleich der Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter (links) und M. temporalis (rechts) beim Aufbiss im Bereich des 1. Prämolaren (P1) in der ersten (oben) und zweiten (unten) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)**

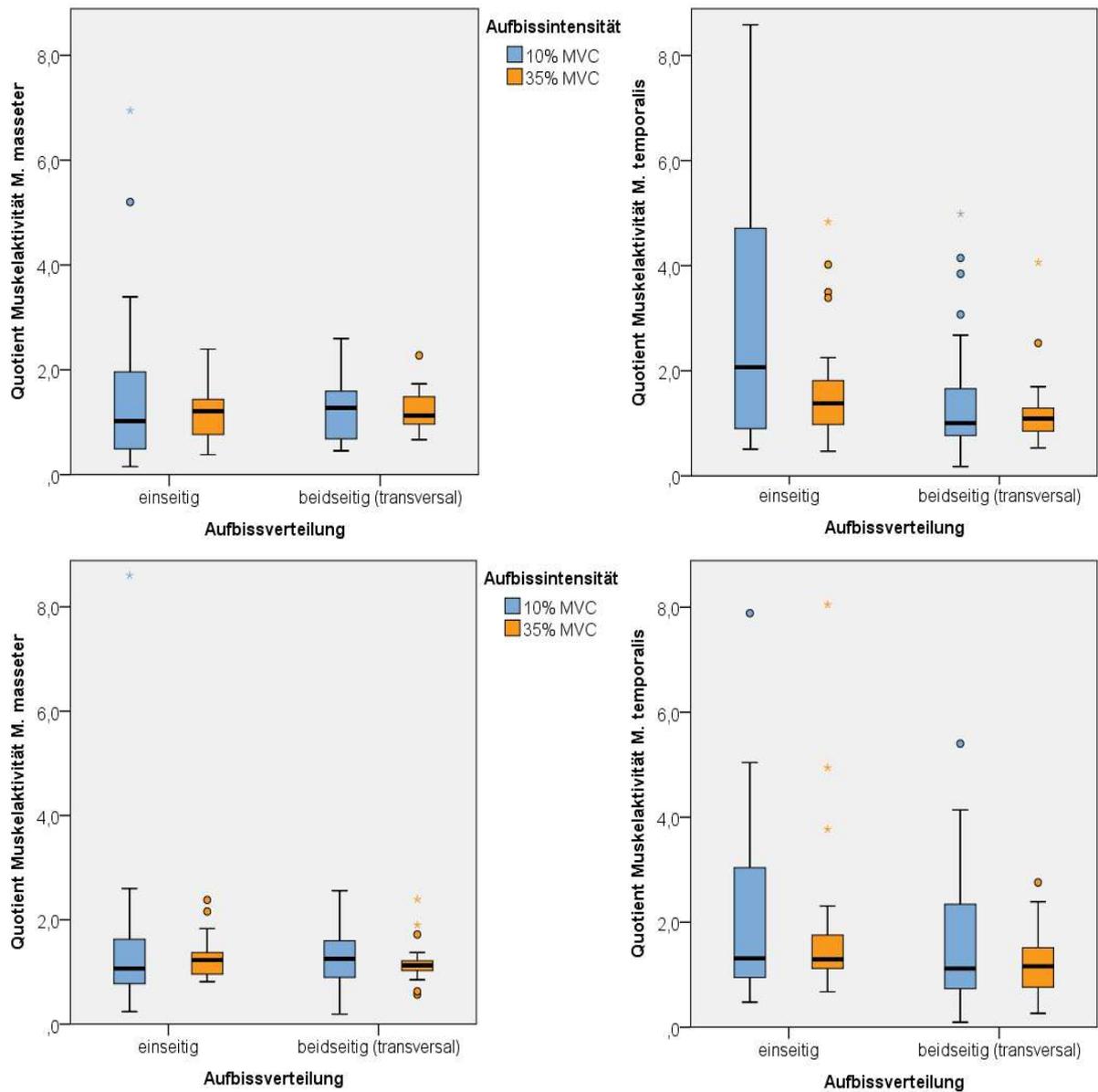


Abb. 20 und Abb. 21: **Vergleich der Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter (links) und M. temporalis (rechts) beim Aufbiss im Bereich des Eckzahnes (E) in der ersten (oben) und zweiten (unten) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion)**

Im direkten Vergleich von *M. masseter* und *M. temporalis* zeigt sich, dass die Quotientenwerte beim **M. masseter** deutlich konstanter verteilt sind als beim *M. temporalis*: Die Mediane sind beim *M. masseter* innerhalb eines Diagramms trotz unterschiedlicher Aufbissintensität und Aufbissverteilung ähnlich hoch und zeigen nur geringe Abweichungen. Die Streuungen der Werte sind trotz unterschiedlicher Aufbissintensitäten und Aufbissverteilungen ähnlich und relativ gering. Ausnahmen, bei denen geringfügig größere Streuungen und damit eine unregelmäßigere Verteilung der Werte auftreten, sind der leichte, beidseitig konfigurierte Aufbiss auf den Referenzzahn 2. Molar (M2) in der ersten Hauptuntersuchung (Abb. 12), der leichte, beidseitig konfigurierte Aufbiss auf den Referenzzahn 1. Molar (M1) in der ersten Hauptuntersuchung (Abb. 14) und der leichte, beidseitig konfigurierte Aufbiss auf den Referenzzahn 2. Prämolare in der zweiten Hauptuntersuchung (Abb. 17).

Beim **M. temporalis** dagegen zeigen sich deutlichere Median- und Streuungsunterschiede innerhalb eines Diagramms. Die Mediane sind bei unterschiedlicher Aufbissverteilung und Aufbissintensität unterschiedlich hoch. Besonders prägnant ist dies beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss zu beobachten: Hier sind die Mediane am höchsten und am deutlichsten von den anderen Aufbisskonditionen abweichend. Auch die Streuungen der Werte unterscheiden sich bei unterschiedlichen Aufbissbedingungen deutlich. Besonders große Streuungen ergeben sich für jede Folienposition beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss.

Wird nach signifikanten Unterschieden bezüglich der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung analysiert (s. Tabelle 3), zeigt sich, dass gehäuft signifikante Unterschiede beim **M. temporalis** auftreten, und zwar bei allen Aufbisspositionen (außer beim Aufbiss auf den Referenzzahn E in der 2. Hauptuntersuchung). Zumeist handelt es sich um signifikante Unterschiede bezüglich des Faktors Aufbissverteilung. Beim **M. masseter** finden sich dagegen nur wenig signifikante Unterschiede bezüglich der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissverteilung. Es sind lediglich signifikante Unterschiede bezüglich der Interaktion der Faktoren Aufbissverteilung und Aufbissintensität beim Aufbiss auf den Referenzzahn M2 in der 1. Hauptuntersuchung, beim Aufbiss auf den Referenzzahn P1 in der 1. und 2. Hauptuntersuchung sowie bezüglich der Aufbissintensität beim Aufbiss auf den Referenzzahn M2 in der 2. Hauptuntersuchung feststellbar (s. Tabelle 3).

4.1.7 Fazit der Analyse: Muskelaktivitätsquotienten von **M. masseter** und **M. temporalis** beim Aufbiss auf unterschiedliche Referenzzähne

Zusammenfassend ergeben sich folgende Feststellungen:

- Im Vergleich von **einseitiger und beidseitiger Aufbisskonfiguration** zeigen sich beim **M. temporalis** für den einseitig konfigurierten Aufbiss gehäuft größere Streuungen und höhere Mediane. In fast allen Fällen tritt diese Werteverteilung in Verbindung mit dem leichten Aufbiss auf.
- Im Vergleich von **leichtem (10% MVC) und festem (35% MVC) Aufbiss** sind bei allen Aufbisspositionen beim leichten Aufbiss generell eine größere Streubreite der Aktivitätsquotienten und höhere Medianwerte zu beobachten. Dies gilt für beide Muskeln, allerdings ist es beim **M. temporalis** deutlicher auszumachen und ergibt sich hier vor allem für den leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss. Je höher die Kraftanstrengung, desto normativer die Werte.
- Im Vergleich von **M. masseter und M. temporalis** zeigen sich deutlich mehr signifikante Unterschiede bezüglich der Faktoren Aufbissverteilung und Aufbissintensität beim **M. temporalis**. Die Aktivitätsquotientenwerte des **M. masseter** sind konstanter bezüglich der Mediane und der Streuung verteilt. Streuungen und Mediane sind im Vergleich zum **M. temporalis** geringer. Die Quotientenwerte des **M. temporalis** weisen dagegen stärkere Unterschiede hinsichtlich der Streuung und der Mediane im Vergleich der unterschiedlichen Aufbisskonditionen auf. Im Besonderen ist der leichte, einseitig konfigurierte Aufbiss durch hohe Mediane und eine große Streuung der Werte gekennzeichnet. Es ergeben sich beim **M. temporalis** für den Aufbiss auf jeden Referenzzahn signifikante Unterschiede, insbesondere bezüglich des Faktors Aufbissverteilung (einseitig versus beidseitig transversal). Eine Ausnahme ist der Aufbiss auf den Referenzzahn Eckzahn (E) in der zweiten Hauptuntersuchung.

4.2 Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen

4.2.1 Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen und leichter Aufbissintensität (10% MVC)

M. masseter

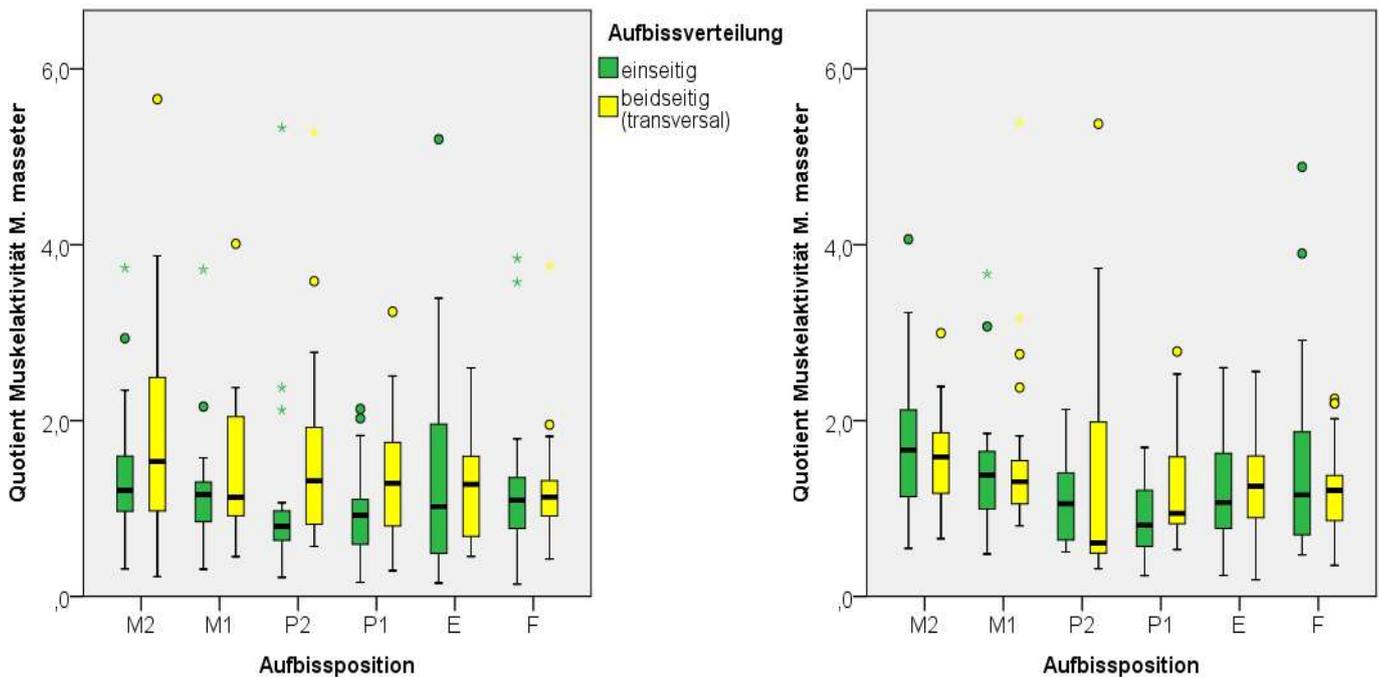


Abb. 22: Muskelaktivitätsquotienten des M. masseter bei allen simulierten Aufbisspositionen und leichter Aufbissintensität (10% MVC) in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn)

In der Graphik der 1. Hauptuntersuchung zeigt sich insgesamt eine relativ kleine Streuung der Werte, wobei die Streuung beim beidseitig konfigurierten Aufbiss etwas größer ist. Eine Ausnahme stellt diesbezüglich der Aufbiss im Bereich der Referenzzähne Eckzahn (E) und Frontzahn (F) dar: Beim Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes E ist beim einseitig konfigurierten Aufbiss die Streuung deutlich, beim Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes F geringfügig größer als bei beidseitiger Aufbisskonfiguration. Die Höhe der Mediane ist bei beiden Aufbissverteilungen sehr ähnlich (ca. 0,8-1,6), wobei beim beidseitig konfigurierten Aufbiss etwas höhere Mediane (ca. 1,1-1,6) festzustellen sind als bei der einseitigen Aufbissverteilung (ca. 0,8-1,2).

Insgesamt weisen die Mediane in ihrer Höhe keine größeren Abweichungen auf, beim beidseitig konfigurierten Aufbiss allerdings sind sie ein wenig konstanter als beim einseitigen Aufbiss. Vergleicht man die Aufbisspositionen untereinander, so fallen keine extremen Medianunterschiede auf. Etwas aus der Reihe fällt die Aufbissposition E mit einer deutlich größeren Streuung beim einseitig konfigurierten Aufbiss. Für die 1. Hauptuntersuchung waren keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissverteilung und Aufbissposition feststellbar.

In dem Diagramm der 2. Hauptuntersuchung zeigen sich geringe Streuungen und recht konstante Mediane innerhalb einer Aufbissposition. Beim einseitig konfigurierten Aufbiss sind etwas größere Streuungen der Werte zu beobachten, wobei der Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes P2 (2. Prämolare) hier eine Ausnahme darstellt: Es ergibt sich eine vergleichsweise große Streuung beim beidseitig konfigurierten Aufbiss. Die Mediane liegen für die einseitige Aufbissverteilung zwischen ca. 0,8 und 1,8 und für die beidseitige Aufbissverteilung zwischen ca. 0,6 und 1,7. Sie sind im Durchschnitt also bei beiden Aufbissverteilungen ähnlich hoch und innerhalb einer Aufbissposition konstant. Lediglich beim Referenzzahn P2 unterscheiden sich die Mediane bei unterschiedlichen Aufbissverteilungen deutlicher (ca. 0,6 bei beidseitig, ca. 1,1 bei einseitig). Vergleicht man die Aufbisspositionen untereinander, so stellt man keine außerordentlichen Unterschiede fest. Nur bei P2 ist eine relativ große Streuung bei beidseitigem Aufbiss und deutlichere Medianunterschiede bei den verschiedenen Aufbissverteilungen zu erkennen. Für die 2. Hauptuntersuchung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Ausprägung der Faktoren Aufbissverteilung und Aufbissposition.

M. temporalis

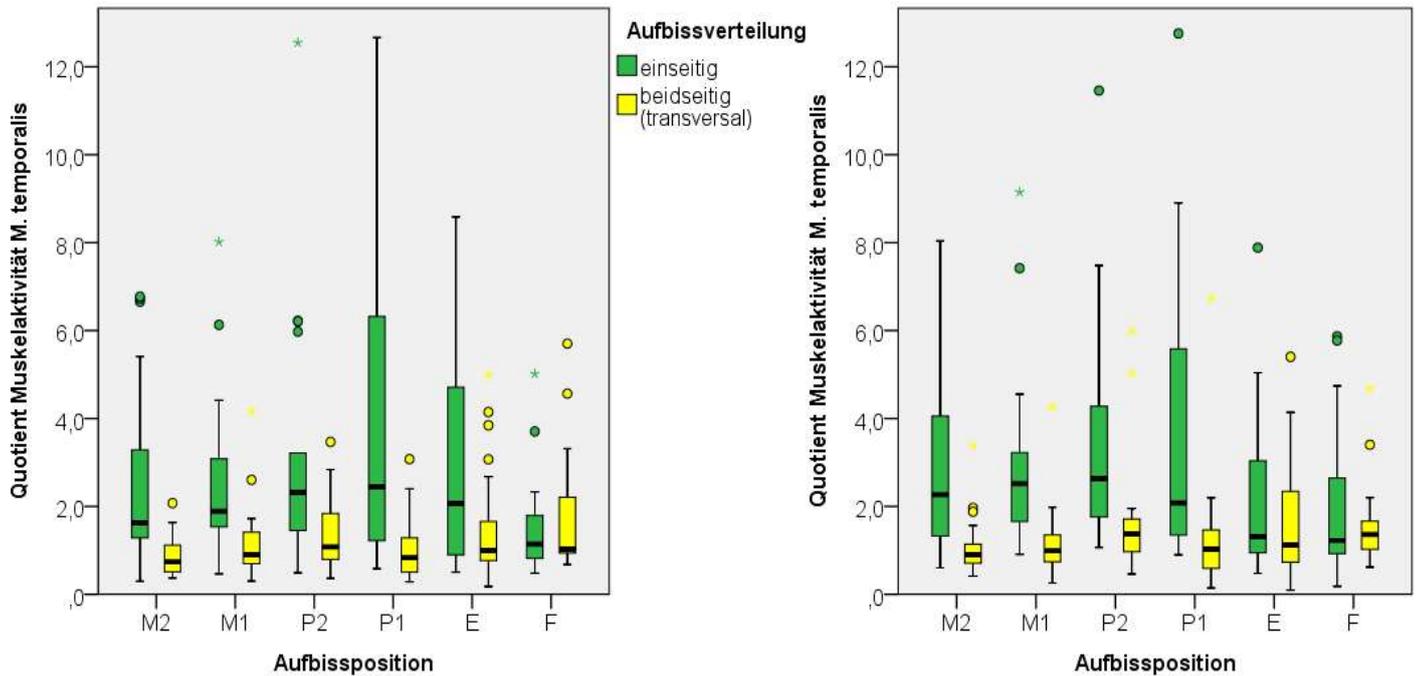


Abb. 23: **Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen und leichter Aufbissintensität (10% MVC)** in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2.Prämolar, P1= 1. Prämolar, E= Eckzahn)

In der 1. Hauptuntersuchung sind beim einseitig konfigurierten Aufbiss deutlich größere Streuungen gegenüber dem beidseitig konfigurierten Aufbiss zu beobachten. Außerdem unterscheiden sich diese Streuungen bei den verschiedenen Aufbisspositionen sehr deutlich. Darüber hinaus sind bei der einseitigen Aufbisskonfiguration insgesamt höhere Mediane (ca. 1,0-2,4 im Vergleich zu ca. 0,7-1,0 bei beidseitiger Aufbisskonfiguration) und größere Medianunterschiede zwischen den unterschiedlichen Aufbisspositionen deutlich erkennbar. Dagegen zeigen sich beim beidseitig konfigurierten Aufbiss sowohl vergleichsweise konstante Mediane als auch geringere sowie konstantere Streuungen. Im Vergleich der Aufbisspositionen fällt besonders die Verteilung der Werte beim Aufbiss im Bereich der Referenzzähne 1. Prämolar (P1) und Eckzahn (E) auf: Sie unterscheiden sich von den anderen Aufbisspositionen durch sehr große Streuungen bei einseitiger Aufbisskonfiguration. Die Muskelaktivitätsquotienten beim Aufbiss im Bereich der Referenzzähne 2. Molar (M2), 1. Molar (M1) und 2. Prämolar (P2) sind dagegen in allen Aspekten sehr ähnlich. Die Quotientenwerte beim

Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes Frontzahn (F) machen sehr geringe Unterschiede zwischen einseitig und beidseitig konfigurierem Aufbiss sichtbar. Für die 1. Hauptuntersuchung ergab sich ein statistisch hoch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p < 0,001$). Es war eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissposition und Aufbissverteilung ($p = 0,008$) festzustellen. Beim Vergleich von einseitiger mit beidseitiger Aufbisskonfiguration zeigten sich signifikante Unterschiede bei den Aufbisspositionen M2 ($p = 0,008$), M1 ($p = 0,003$), P2 ($p < 0,001$), P1 ($p < 0,001$) und E ($p = 0,034$). Beim Vergleich der Aufbisspositionen zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Aufbisspositionen P1 vs. F ($p < 0,001$) sowie P2 vs. F ($p < 0,001$) bei einseitiger Aufbisskonfiguration.

In der Abbildung der 2. Hauptuntersuchung ist zu erkennen, dass der einseitig konfigurierte Aufbiss im Vergleich zum beidseitig konfigurierten Aufbiss zu großen Streuungen (besonders bei der Position 1. Prämolare (P1)) sowie zu deutlich höheren und voneinander abweichenden Medianen (ca. 1,0-2,5) führte. Der beidseitig konfigurierte Aufbiss zeichnet sich durch eine hohe Konsistenz bezüglich der Streuung und der Höhe der Mediane (ca. 0,9-1,5) aus. Eine Ausnahme stellt der Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes Eckzahn (E) dar, da hier eine vergleichsweise große Streuung der Werte beim beidseitig konfigurierten Aufbiss zu beobachten ist. Vergleicht man die Aufbisspositionen miteinander, so fällt beim Aufbiss im Bereich P1 eine besonders große Streuung der Werte bei einseitiger Aufbisskonfiguration auf. Der Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes E weist nur geringe Unterschiede zwischen einseitig und beidseitig konfigurierem Aufbiss auf. Die Ergebnisse der 2. Hauptuntersuchung zeigten einen statistisch signifikanten Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissposition ($p = 0,016$). Des Weiteren wurde ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p = 0,004$) ermittelt. Es war eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissposition und Aufbissverteilung ($p = 0,010$) erkennbar. Beim Vergleich von einseitig und beidseitig konfigurierem Aufbiss ergaben sich signifikante Unterschiede bezüglich der Aufbisspositionen M2 ($p = 0,021$), M1 ($p = 0,004$), P2 ($p = 0,001$) und P1 ($p < 0,001$). Beim Vergleich der Aufbisspositionen zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Aufbisspositionen P1 vs. F ($p < 0,001$), P2 vs. F ($p < 0,001$), P1 vs. E ($p = 0,016$) und P2 vs. E ($p = 0,030$) beim einseitig konfigurierten Aufbiss.

4.2.2 Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen und fester Aufbissintensität (35% MVC)

M. masseter

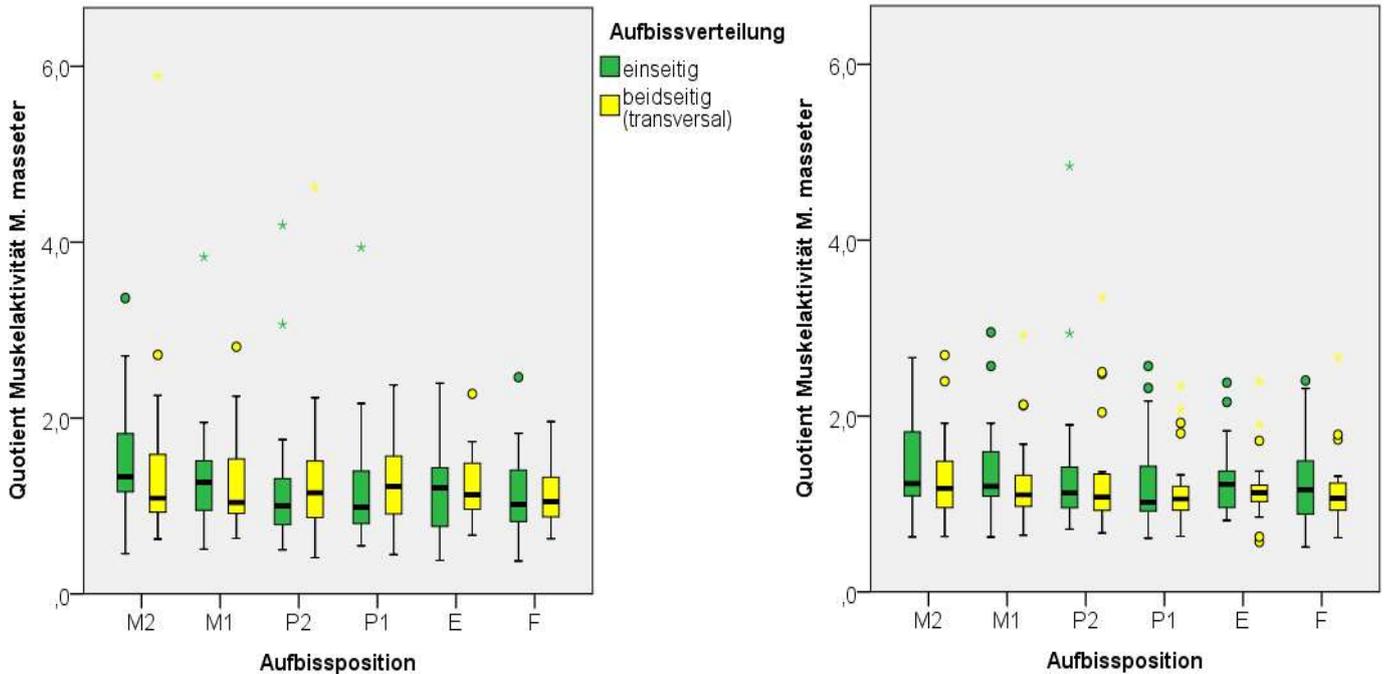


Abb. 24: Muskelaktivitätsquotienten des M. masseter bei allen simulierten Aufbisspositionen und fester Aufbissintensität (35% MVC) in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn)

In der 1. Hauptuntersuchung stellen sich insgesamt sehr geringe Streuungen und sehr konstante Mediane bei beiden Aufbissverteilungen und allen Aufbisspositionen dar (ca. 1,0-1,3 bei einseitiger Aufbissverteilung und ca. 1,0-1,2 bei beidseitiger Aufbissverteilung). Die Streuungen unterscheiden sich im Vergleich von einseitiger und beidseitiger Aufbisskonfiguration nicht nennenswert und es gibt keine auffälligen Ausnahmen. Auch die Aufbisspositionen sind im Vergleich miteinander bezüglich der Streuung und der Höhe und Konsistenz der Mediane sehr ähnlich. Für die 1. Hauptuntersuchung wurde ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich des Faktors Aufbissposition ($p=0,012$) ermittelt. Beim Vergleich der Aufbisspositionen ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Aufbisspositionen M2 und F ($p=0,005$).

Deutlich erkennbar bei der 2. Hauptuntersuchung sind die insgesamt sehr geringen und konstanten Streuungen und Mediane in der Darstellung (alle Mediane liegen knapp über 1,0). Bei einseitiger Aufbisskonfiguration zeigen sich nur geringfügig größere Streuungen. Die Aufbisspositionen weisen kaum Unterschiede untereinander auf. Für die 2. Hauptuntersuchung zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,003$).

M. temporalis

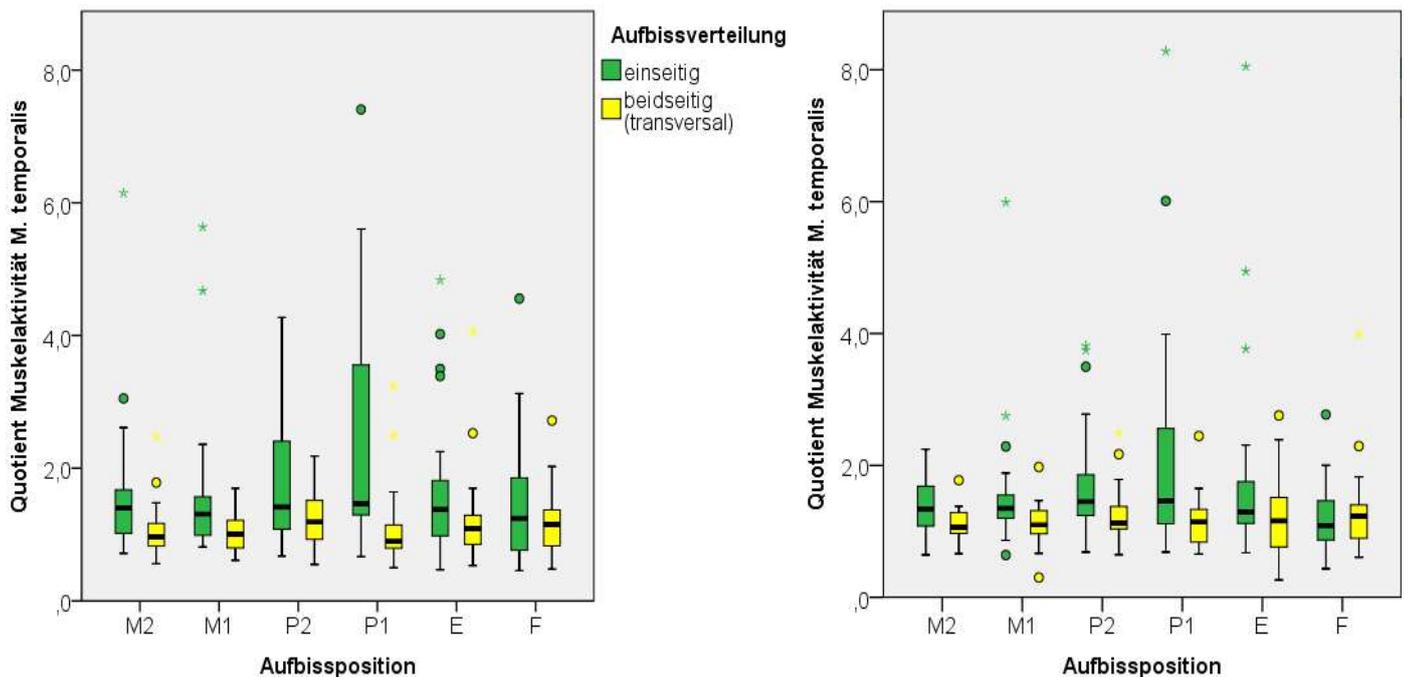


Abb. 25: Muskelaktivitätsquotienten des M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen und fester Aufbissintensität (35% MVC) in der ersten (links) und zweiten (rechts) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn)

Als Ergebnis der 1. Hauptuntersuchung lassen sich größere Streuungen der Werte beim einseitig konfigurierten Aufbiss feststellen. Besonders deutlich ist dies beim Aufbiss im Bereich der Referenzzähne 1. und 2. Prämolare (P1 und P2). Beim einseitig konfigurierten Aufbiss sind außerdem etwas höhere Mediane (ca. 1,3-1,5) im Vergleich zum beidseitig konfigurierten Aufbiss (ca. 0,8-1,1) zu erkennen. Die beidseitige Aufbisskonfiguration ist hier durch geringe, konstante Streuungen und Mediane gekennzeichnet. Zwischen den Aufbisspositionen fallen deutliche Unterschiede beim Aufbiss im Bereich der Referenzzähne P2 und P1 auf, da hier deutlich höhere Streuungen

beim einseitig konfigurierten Aufbiss auftreten. Kaum Unterschiede zeigt der Vergleich der Aufbisspositionen 2. und 1. Molar (M2 und M1), Eckzahn (E) und Frontzahn (F). Für die 1. Hauptuntersuchung zeigte sich sowohl ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissposition ($p=0,009$) als auch in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,026$). Es zeigte sich eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissposition und Aufbissverteilung ($p=0,012$). Der Vergleich von einseitig und beidseitig konfiguriertem Aufbiss ergab signifikante Unterschiede für die Aufbisspositionen P2 ($p=0,010$) und P1 ($p<0,001$). Beim Vergleich der Aufbisspositionen waren signifikante Unterschiede zwischen den Aufbisspositionen P1 vs. F ($p<0,001$), P1 vs. M2 ($p<0,001$), P1 vs. E ($p=0,001$), P2 vs. F ($p=0,033$), P1 vs. M1 ($p=0,047$) und P2 vs. M2 ($p=0,050$) bei einseitiger Aufbisskonfiguration erkennbar.

In der 2. Hauptuntersuchung zeigen sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss etwas größere Streuungen im Gegensatz zum beidseitig konfigurierten Aufbiss, vor allem beim Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes 1. Prämolare (P1). Außerdem sind bei der einseitigen Aufbisskonfiguration etwas höhere Mediane (ca. 1,0-1,4 im Vergleich zu durchschnittlich ca. 1,0 bei beidseitiger Position der okklusalen Erhöhungen) zu beobachten. Der beidseitig konfigurierte Aufbiss ergab insgesamt eine konstantere Verteilung der Werte bezüglich der Streuungen und Mediane. Vergleicht man die Aufbisspositionen untereinander, so ist der Aufbiss im Bereich des Referenzzahnes P1 besonders auffällig, da hier eine deutlich größere Streuung bei einseitiger Aufbisskonfiguration auftritt. Die Aufbissposition Frontzahn (F) hat die Besonderheit, dass keine nennenswerten Unterschiede bezüglich Konsistenz und Höhe von Streuung und Medianen zwischen einseitig und beidseitig konfiguriertem Aufbiss existieren. Abgesehen davon sind die Werte aller anderen Aufbisspositionen sehr ähnlich. Für die 2. Hauptuntersuchung war ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissposition ($p=0,034$) feststellbar. Es ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied in der Ausprägung des Faktors Aufbissverteilung ($p=0,004$). Es zeigte sich eine statistisch signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Aufbissposition und Aufbissverteilung ($p=0,017$). Beim Vergleich von einseitig versus beidseitig konfiguriertem Aufbiss ergaben sich signifikante Unterschiede bei den Aufbisspositionen P2 ($p=0,050$), P1 ($p<0,001$) und E ($p=0,010$). Beim Vergleich der Aufbisspositionen waren signifikante Unterschiede zwischen den Aufbisspositionen P1 vs. F ($p<0,001$), P1 vs. M2 ($p=0,005$) und P2 vs. F ($p=0,030$) bei einseitiger Aufbissverteilung zu erkennen.

In Tabelle 4 ist dargestellt, bei welchem Muskel, bei welcher Aufbissintensität und in welcher Hauptuntersuchung signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) bezüglich der Faktoren Aufbissposition (2. Molar (M2), 1. Molar (M1), 2. Prämolare (P2), 1. Prämolare (P1), Eckzahn (E) und Frontzähne (F)) und Aufbissverteilung (einseitig versus beidseitig transversal) auftreten. Es fällt auf, dass gehäuft signifikante Unterschiede bezüglich der oben genannten Faktoren beim M. temporalis auftreten. Die Analyse der Aktivitätsquotienten des M. masseter ergab kaum signifikante Unterschiede.

Hauptuntersuchung	Aufbissintensität	M. masseter	M. temporalis
H1	10% MVC		V P x V
H2	10% MVC		P V P x V
H1	35% MVC	P	P V P x V
H2	35% MVC	V	P V P x V

Tabelle 4: **Übersicht über das Auftreten signifikanter Unterschiede ($p < 0,05$) bezüglich der Faktoren Aufbissposition und Aufbissverteilung bei allen simulierten Aufbisspositionen** (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion H1= 1. Hauptuntersuchung, H2= 2. Hauptuntersuchung, P= Aufbissposition, V= Aufbissverteilung, P x V= Interaktion Aufbissposition x Aufbissverteilung)

4.2.3 Vergleich von M. masseter und M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen

Um die Reaktionen von M. masseter und M. temporalis auf unterschiedliche Aufbissbedingungen zu vergleichen, sind im Folgenden die in Form von Boxplotdiagrammen dargestellten Muskelaktivitätsquotienten der beiden Muskeln bei allen simulierten Aufbisspositionen und den unterschiedlichen Aufbissverteilungen während identischer Versuchsbedingungen (dieselbe Untersuchungssitzung (H1 bzw. H2) und dieselbe Aufbissintensität (10% MVC, 35% MVC) gegenübergestellt (Abb. 26-29).

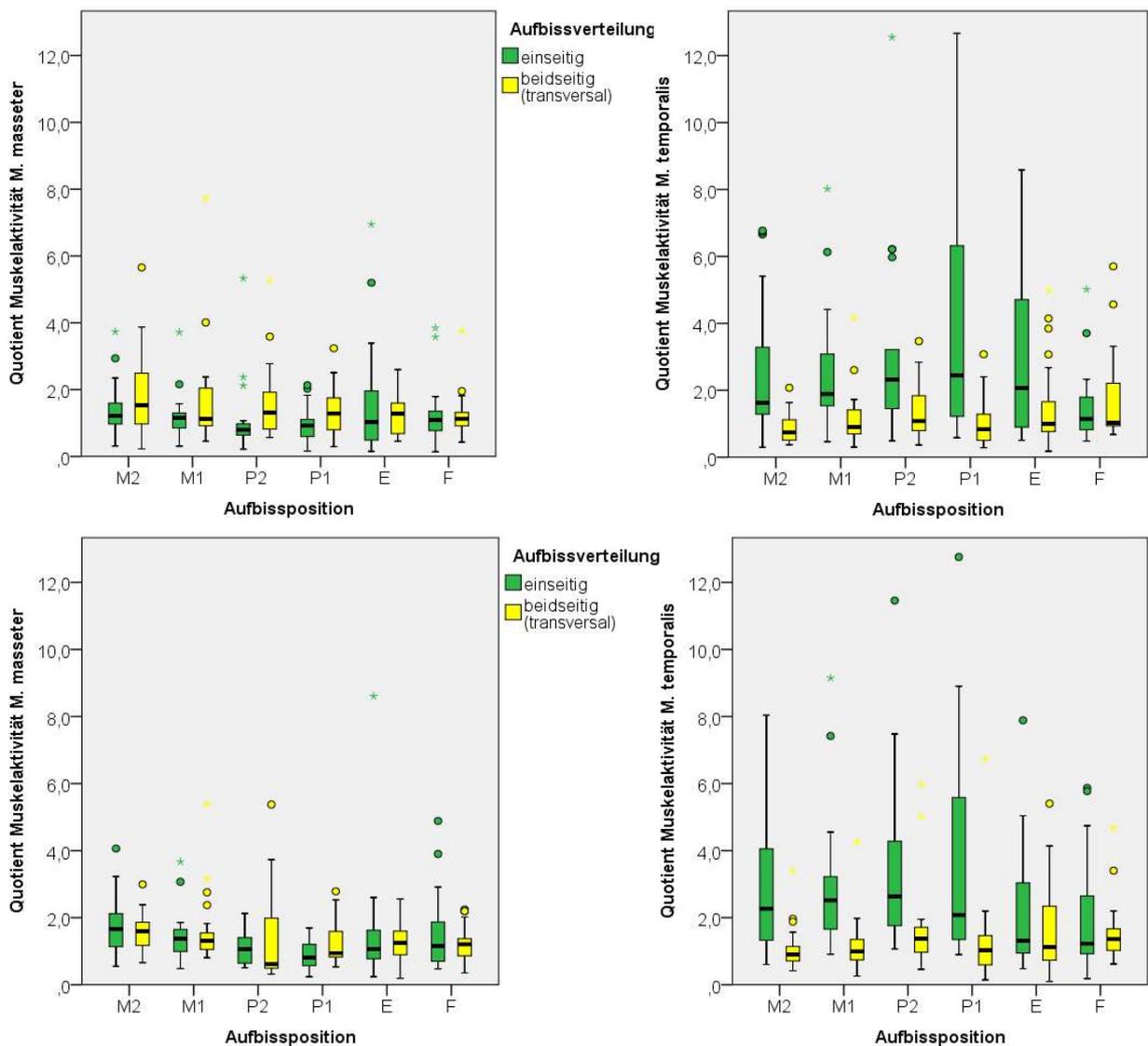


Abb. 26 und Abb. 27: **Vergleich der Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter (links) und M. temporalis (rechts) bei allen simulierten Aufbisspositionen und leichtem Aufbiss (10% MVC) in der ersten (oben) und zweiten (unten) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne)**

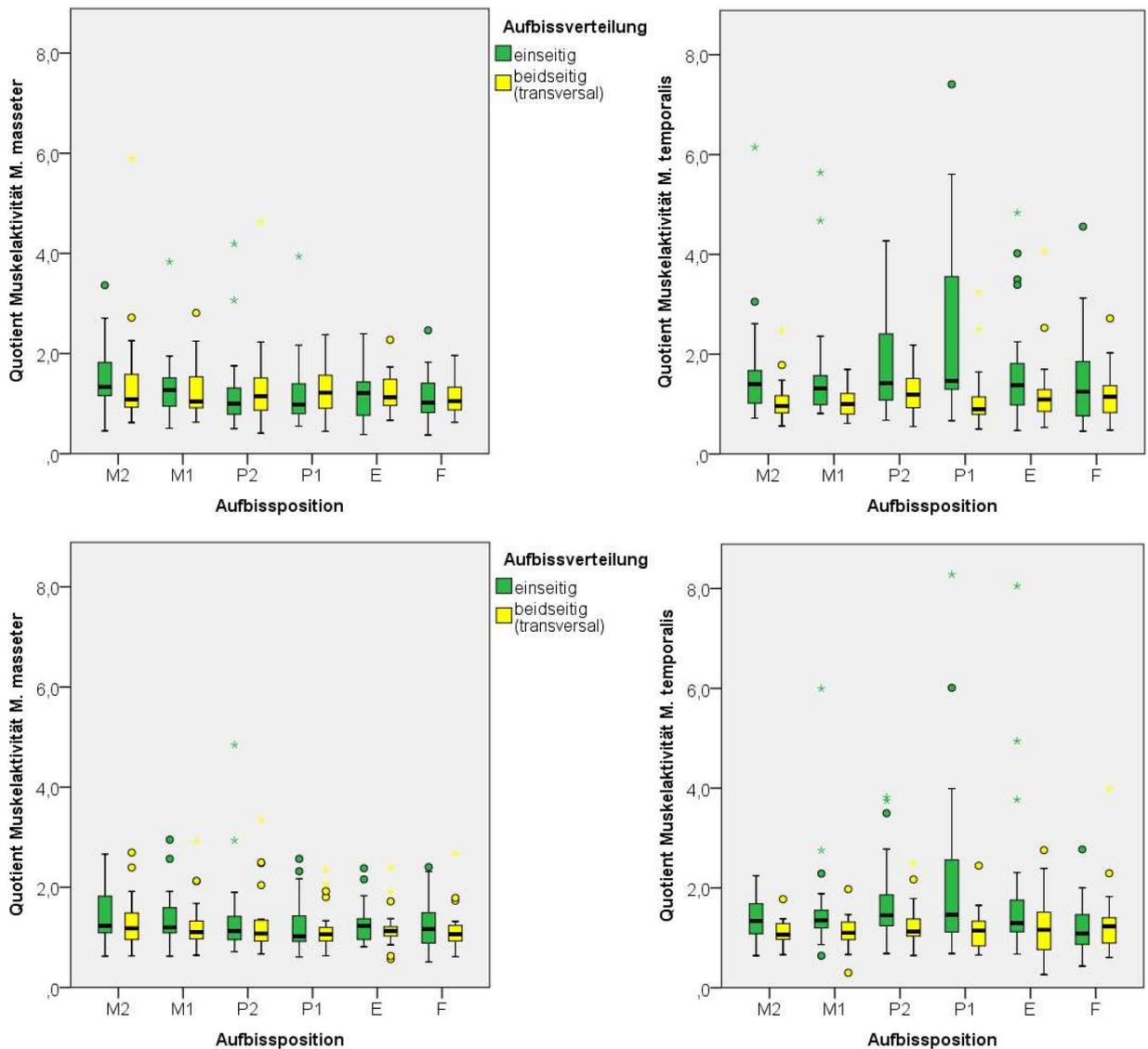


Abb. 28 und Abb. 29: **Vergleich der Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter (links) und M. temporalis (rechts) bei allen simulierten Aufbisspositionen und festem Aufbiss (35% MVC) in der ersten (oben) und zweiten (unten) Hauptuntersuchung (MVC= maximale voluntäre Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne)**

Im Vergleich der beiden Muskeln zeigt sich, dass beim **M. masseter** insgesamt geringe sowie ähnlich große Streuungen bei allen Aufbisspositionen vorliegen. Beim leichten Aufbiss lassen sich allerdings etwas größere Streuungen als beim festen Aufbiss finden. Beim M. masseter sind die Mediane gering und bei allen Aufbisspositionen ähnlich hoch, wobei die Werte beim festen Aufbiss eine größere Konsistenz aufweisen.

Beim **M. temporalis** sind vor allem beim leichten Aufbiss große Streuungen der Werte zu finden. Auch die Medianunterschiede zwischen den Aufbisspositionen sind ausgeprägter als beim M. masseter und zeigen sich besonders deutlich beim leichten Aufbiss. Insgesamt entsteht ein sehr ungleichmäßiges Bild bezüglich der Streuungen und der Mediane. Auch die Unterschiede zwischen den Aufbissintensitäten sind viel deutlicher zu erkennen als beim M. masseter. Vergleicht man das Auftreten von signifikanten Unterschieden bezüglich der Faktoren Aufbissverteilung und Aufbissposition (s. Tabelle 4), so fallen gehäuft signifikante Unterschiede beim M. temporalis auf, und zwar sowohl bei beiden Aufbissintensitäten als auch in beiden Hauptuntersuchungen und gleichermaßen für die Faktoren Aufbissverteilung, Aufbissposition und ihre Interaktion. Als Ausnahme ist hier der leichte Aufbiss in der ersten Hauptuntersuchung zu nennen, da hier kein signifikanter Unterschied bezüglich der Aufbissposition auftritt. Beim M. masseter finden sich dagegen nur wenige signifikante Unterschiede, und zwar nur beim festen Aufbiss (35% MVC) bezüglich der Aufbissposition in der ersten Hauptuntersuchung und bezüglich der Aufbissverteilung in der zweiten Hauptuntersuchung.

4.2.4 Fazit der Analyse: Muskelaktivitätsquotienten von M. masseter und M. temporalis bei allen simulierten Aufbisspositionen

Zusammenfassend ergeben sich folgende Feststellungen:

- Im Vergleich von **einseitiger und beidseitiger Aufbisskonfiguration** zeigen sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss gehäuft größere Streuungen und höhere Mediane, vor allem beim M. temporalis. Der beidseitig konfigurierte Aufbiss ist durch konstantere Mediane und Streuungen charakterisiert.
- Vergleicht man den **leichten (10% MVC)** mit dem **festen (35% MVC) Aufbiss**, so fällt auf, dass der leichte Aufbiss größere Unterschiede in Streuung und Medianen

zwischen den Aufbisspositionen und den Aufbissverteilungen hervorruft. Beim M. masseter ist dies zu beobachten, aber nicht in dem Maße ausgeprägt wie beim M. temporalis. Der leichte Aufbiss führt beim M. temporalis zu größeren Streuungen bei den Positionen 2. Molar (M2) bis Eckzahn (E), wobei dies nur für die einseitige Aufbissverteilung gilt. Auffallend große Streuungen lassen sich hierbei in der 1. Hauptuntersuchung bei den Positionen 1. Prämolare (P1) und Eckzahn (E) und in der 2. Hauptuntersuchung bei den Referenzzähnen M2, P2 und P1 beobachten. Ferner zeigt sich, dass sich beim leichten Aufbiss die Mediane des einseitig und des beidseitig konfigurierten Aufbisses offensichtlicher unterscheiden. Beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss sind die Mediane höher als beim leichten, beidseitig transversal konfigurierten Aufbiss. Dies gilt nicht für die Aufbissposition Frontzähne (F).

- Vergleicht man die **Aufbisspositionen** miteinander, so ergeben sich beim M. masseter insgesamt keine großen Unterschiede bezüglich der Streuungen und der Mediane. Allerdings unterscheiden sich die Aufbisspositionen hinsichtlich der Aktivitätswerte beim leichten Aufbiss deutlicher und die Verteilung der Werte fällt nicht so konstant aus wie beim festen Aufbiss. Diese Unterschiede sind aber nur sehr gering und nicht signifikant. Beim M. temporalis unterscheiden sich die unterschiedlichen Aufbisspositionen hinsichtlich der Aktivitätswerte deutlicher. Vor allem beim leichten Aufbiss zeigen sich große Streuungen bei den Positionen 2. Molar (M2) bis Eckzahn (E), wobei die Streuungen in der 1. Hauptuntersuchung bei den Positionen 1. Prämolare (P1) und Eckzahn (E) und in der 2. Hauptuntersuchung bei den Positionen M2, P2 und P1 besonders groß sind. Beim festen Aufbiss ergibt sich dann wieder ein gleichmäßigeres Bild. Deutlich größere, aber nicht extreme Streuungen sind bei der Position 1. Prämolare (P1) festzustellen. Die Mediane sind insgesamt bei allen Aufbisspositionen ähnlich hoch und ohne auffällige Ausreißer.

- Im Vergleich von **M. masseter und M. temporalis** ergibt sich ein deutlich häufigeres Auftreten von signifikanten Unterschieden beim M. temporalis. Die Aktivitätsquotienten des M. masseter sind insgesamt durch geringere Mediane gekennzeichnet, die sich bei verschiedenen Aufbisspositionen und -verteilungen kaum unterscheiden. Beim M. temporalis zeigen sich dagegen generell größere Streuungen der Werte sowie größere Median- und Streuungsunterschiede zwischen den Aufbisspositionen und -intensitäten. Beim M. temporalis sind höhere Mediane beim einseitig konfigurierten Aufbiss und beiden Aufbissintensitäten zu finden.

4.3 Reliabilitätsanalyse

4.3.1 Berechnung des Intraklassenkorrelationskoeffizienten

Zur Beurteilung der Reliabilität der Muskelaktivitätswerte des M. masseter und des M. temporalis anterior in zwei Untersuchungssitzungen wurde der Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) für alle Aufbissituationen und beide Aufbissintensitäten (10% MVC und 35% MVC) bestimmt. Die ICC-Werte sind im Folgenden in vier nach Muskel und Aufbissverteilung (einseitig und beidseitig transversal) getrennten Tabellen (Tab. 5-8) aufgeführt. Fett markiert sind diejenigen ICC-Werte, die eine hohe Übereinstimmung ($ICC > 0,8$) ausdrücken.

Aufbissituation	ICC	95% Konfidenzintervall	
		Obergrenze	Untergrenze
Einseitig			
M2, 10% MVC	0,58	0,202	0,803
M2, 35% MVC	0,79	0,553	0,909
M1, 10% MVC	0,46	0,500	0,741
M1, 35% MVC	0,82	0,604	0,922
P2, 10% MVC	0,40	-0,300	0,703
P2, 35% MVC	0,70	0,398	0,867
P1, 10% MVC	0,50	0,096	0,761
P1, 35% MVC	0,72	0,421	0,874
E, 10% MVC	0,55	0,160	0,787
E, 35% MVC	0,43	0,011	0,723
F, 10% MVC	0,23	-0,214	0,595
F, 35% MVC	0,39	-0,036	0,699

Tabelle 5: **ICC-Werte des M. masseter für einseitige Aufbissverteilung** (ICC= Intraklassenkorrelationskoeffizient, 10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne)

Aufbissituation	ICC	95% Konfidenzintervall	
		Untergrenze	Obergrenze
beidseitig transversal			
M2-M2, 10% MVC	0,58	0,215	0,808
M2-M2, 35% MVC	0,53	0,144	0,781
M1-M1, 10% MVC	0,56	0,177	0,793
M1-M1, 35% MVC	0,78	0,539	0,906
P2-P2, 10% MVC	0,31	-0,129	0,648
P2-P2, 35% MVC	0,80	0,570	0,914
P1-P1, 10% MVC	0,58	0,208	0,805
P1-P1, 35% MVC	0,64	0,304	0,839
E-E, 10% MVC	0,62	0,263	0,825
E-E, 35% MVC	0,64	0,295	0,835
F-F, 10% MVC	0,32	-0,114	0,657
F-F, 35% MVC	0,67	0,353	0,854

Tabelle 6: ICC-Werte des M. masseter für beidseitig transversale Aufbissverteilung (ICC= Intraklassenkorrelationskoeffizient, 10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne)

Aufbissituation	ICC	95% Konfidenzintervall	
		Untergrenze	Obergrenze
Einseitig			
M2, 10% MVC	0,74	0,467	0,887
M2, 35% MVC	0,67	0,340	0,850
M1, 10% MVC	0,59	0,218	0,809
M1, 35% MVC	0,82	0,616	0,925
P2, 10% MVC	0,68	0,366	0,858
P2, 35% MVC	0,85	0,673	0,938
P1, 10% MVC	0,80	0,569	0,913
P1, 35% MVC	0,45	0,034	0,733
E, 10% MVC	0,46	0,042	0,737
E, 35% MVC	0,19	-0,257	0,564
F, 10% MVC	0,30	-0,143	0,640
F, 35% MVC	0,59	0,230	0,813

Tabelle 7: **ICC-Werte des M. temporalis für einseitige Aufbissverteilung** (ICC= Intraklassenkorrelationskoeffizient, 10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prä-molar, P1= 1. Prä-molar, E= Eckzahn, F= Frontzähne)

Aufbissituation	ICC	95% Konfidenzintervall	
		Untergrenze	Obergrenze
beidseitig transversal			
M2-M2, 10% MVC	0,72	0,426	0,876
M2-M2, 35% MVC	0,51	0,109	0,766
M1-M1, 10% MVC	0,71	0,419	0,874
M1-M1, 35% MVC	0,37	-0,064	0,685
P2-P2, 10% MVC	0,23	-0,214	0,594
P2-P2, 35% MVC	0,61	0,255	0,822
P1-P1, 10% MVC	0,41	-0,011	0,712
P1-P1, 35% MVC	0,68	0,365	0,858
E-E, 10% MVC	0,82	0,611	0,924
E-E, 35% MVC	0,74	0,457	0,885
F-F, 10% MVC	0,32	-0,123	0,652
F-F, 35% MVC	0,27	-0,167	0,625

Tabelle 8: ICC-Werte des M. temporalis für beidseitig transversale Aufbissverteilung (ICC= Intraklassenkorrelationskoeffizient, 10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne)

Für den **M. masseter** zeigt sich sowohl beim einseitig konfigurierten Aufbiss als auch beim beidseitig transversal konfigurierten Aufbiss jeweils nur ein ICC-Wert mit hoher Reliabilität (ICC>0,8 bei M1, 35% MVC und bei P2-P2, 35% MVC). Bei beidseitiger Aufbisskonfiguration sind allerdings deutlich mehr ICC-Werte mit mäßiger Reliabilität als bei einseitiger Aufbisskonfiguration zu finden. Der Durchschnitt der ICC-Werte liegt für den einseitigen Aufbiss bei ca. 0,55, für den beidseitigen Aufbiss bei ca. 0,59. Der Mittelwert aller ICC-Werte des M. masseter beträgt 0,57.

Beim **M. temporalis** finden sich mehr ICC-Werte mit hoher Reliabilität (ICC>0,8) wobei der einseitig konfigurierte Aufbiss deutlich mehr ICC-Werte aufweist, die eine hohe Reliabilität anzeigen als der beidseitig konfigurierte Aufbiss (einseitig: 3 ICC-Werte mit

hoher Reliabilität bei M1, 35% MVC, P2, 35% MVC und P1, 10% MVC, beidseitig: ein ICC-Wert mit hoher Reliabilität bei E-E, 10% MVC). Der Durchschnitt der ICC-Werte liegt für den einseitigen Aufbiss bei ca. 0,59, für den beidseitigen Aufbiss bei ca. 0,53. Der Mittelwert aller ICC-Werte des M. temporalis beträgt 0,56.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass beim M. temporalis mehr ICC-Werte mit hoher Reliabilität vorhanden sind als beim M. masseter. Allerdings weist der M. temporalis gleichzeitig weniger mäßige und dafür mehr niedrige ICC-Werte auf als der M. masseter. Vergleicht man die Aufbissintensitäten miteinander, ist ein Auftreten höherer ICC-Werte beim festen Aufbiss mit 35% MVC zu beobachten. Ein Muster bezüglich der Aufbisspositionen oder der Aufbissverteilungen ist nicht nachzuweisen. Insgesamt treten nur sehr wenige ICC-Werte $>0,8$ mit hoher Reliabilität auf. Im Mittel liegen die ICC-Werte für M. masseter mit 0,57 und für M. temporalis mit 0,56 im Bereich einer mäßigen Reliabilität.

4.3.2 Vergleich der ermittelten Messwerte in den beiden Hauptuntersuchungen

Im Folgenden werden die Mittelwerte der Muskelaktivitäten des M. masseter und des M. temporalis für beide Hauptuntersuchungen dargestellt und analysiert. Zusätzlich wurden Differenzwerte gebildet, indem die mittleren Werte der Muskelaktivität der 2. Hauptuntersuchung von den Muskelaktivitätsmittelwerten der 1. Hauptuntersuchung subtrahiert wurden (Mittelwerte H1 minus Mittelwerte H2). Die Mittelwerte der 1. und 2. Hauptuntersuchung und eventuelle signifikante Unterschiede wurden nach Muskel und der jeweiligen Aufbisskonfiguration getrennt in vier Tabellen (Tab. 9-12) dargestellt. Die Differenzwerte wurden ebenfalls nach Muskel und der jeweiligen Aufbisskonfiguration getrennt in vier Tabellen (Tab. 13-16) zusammengefasst. In diesen Tabellen werden zusätzlich Minimal- und Maximalwerte sowie Standardabweichung und Spannweite der Differenzwerte aufgeführt. Es wurden hier keine Quotienten sondern reale Werte mit der Einheit μV (Mikrovolt) verwendet.

Aufbisssituation	Seite	Mittelwerte 1. Hauptunter- suchung (μV)	Mittelwerte 2. Hauptunter- suchung (μV)	Signifikante Unterschiede (p-Wert)
M2, 10% MVC	rechts	40,9	47,9	0,077 (n.s.)
	links	34,8	47,0	0,002
M2, 35% MVC	rechts	124,8	137,1	0,103 (n.s.)
	links	121,4	138,1	0,028
M1, 10% MVC	rechts	44,5	54,9	0,005
	links	35,3	47,02	0,004
M1, 35% MVC	rechts	120,7	139,3	0,059 (n.s.)
	links	112,2	138,6	0,010
P2, 10% MVC	rechts	45,2	50,4	0,176 (n.s.)
	links	38,0	47,0	0,018
P2, 35% MVC	rechts	114,9	126,9	0,080 (n.s.)
	links	105,3	128,0	0,018
P1, 10% MVC	rechts	42,5	47,1	0,195 (n.s.)
	links	38,7	48,1	0,013
P1, 35% MVC	rechts	105,8	115,2	0,135 (n.s.)
	links	98,6	123,3	0,007
E, 10% MVC	rechts	44,4	45,7	0,769 (n.s.)
	links	34,4	46,6	0,003
E, 35% MVC	rechts	93,8	104,3	0,019
	links	89,2	107,1	0,045
F, 10% MVC	rechts	42,2	45,8	0,352 (n.s.)
	links	43,8	47,7	0,390 (n.s.)
F, 35% MVC	rechts	101,6	112,0	0,138 (n.s.)
	links	98,4	118,4	0,005

Tabelle 9: Mittelwerte in μV und mögliche signifikante Unterschiede der 1. und 2. Hauptuntersuchung des rechten und linken M. masseter bei einseitiger Aufbisssituation (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne, n.s.= nicht signifikant)

In Tabelle 9 fällt auf, dass sich die unterschiedlichen Aufbisspositionen bezüglich der mittleren Aktivitätswerte innerhalb einer Untersuchungssitzung bei der jeweiligen Aufbissintensität nur wenig voneinander unterscheiden. So liegen in der 1. Hauptuntersuchung die Mittelwerte in einer geringen Spannweite bei 10% MVC zwischen 34,4 μV (bei E, links) und 45,2 μV (bei P2, rechts) und bei 35% MVC zwischen 89,2 μV (bei E, links) und 124,8 μV (bei M2, rechts).

In der 2. Hauptuntersuchung liegen die Mittelwerte ebenfalls in einer geringen Spannweite bei 10% MVC zwischen 45,7 μV (bei E, rechts) und 54,9 μV (bei M1, rechts) und bei 35% MVC zwischen 104,3 μV (bei E, rechts) und 139,3 μV (bei M1, rechts).

Es fällt in beiden Hauptuntersuchungen auf, dass höhere Mittelwerte beim Aufbiss im posterioren Bereich auftreten, beim anterioren Aufbiss fallen die Mittelwerte dagegen geringer aus. Im Vergleich der Untersuchungssitzungen finden sich durchschnittlich höhere Mittelwerte in der 2. Hauptuntersuchung. Bezüglich der signifikanten Unterschiede fällt auf, dass diese bei jeder Aufbissposition und Aufbissintensität (Ausnahme: F, 10% MVC) auftreten, allerdings dann hauptsächlich bei Betrachtung der linken Seite.

Aufbissituation	Seite	Mittelwerte 1. Hauptunter- suchung (μV)	Mittelwerte 2. Hauptunter- suchung (μV)	Signifikante Unterschiede (p-Wert)
M2-M2, 10% MVC	rechts	52,5	50,3	0,629 (n.s.)
	links	48,6	51,6	0,339 (n.s.)
M2-M2, 35% MVC	rechts	147,7	148,1	0,968 (n.s.)
	links	136,1	154,0	0,210 (n.s.)
M1-M1, 10% MVC	rechts	51,5	53,0	0,678 (n.s.)
	links	49,8	51,6	0,682 (n.s.)
M1-M1, 35% MVC	rechts	146,2	152,7	0,448 (n.s.)
	links	131,4	149,4	0,140 (n.s.)
P2-P2, 10% MVC	rechts	45,9	106,3	0,000
	links	46,5	52,8	0,224 (n.s.)
P2-P2, 35% MVC	rechts	147,0	148,4	0,852 (n.s.)
	links	126,4	147,5	0,061 (n.s.)
P1-P1, 10% MVC	rechts	46,7	51,6	0,154 (n.s.)
	links	44,5	52,6	0,159 (n.s.)
P1-P1, 35% MVC	rechts	135,3	140,5	0,473 (n.s.)
	links	120,8	139,4	0,028
E-E, 10% MVC	rechts	44,9	49,2	0,241 (n.s.)
	links	46,5	52,6	0,154 (n.s.)
E-E, 35% MVC	rechts	116,7	126,1	0,336 (n.s.)
	links	113,5	129,4	0,077 (n.s.)
F-F, 10% MVC	rechts	42,7	48,4	0,129 (n.s.)
	links	50,7	51,2	0,920 (n.s.)
F-F, 35% MVC	rechts	125,5	132,9	0,366 (n.s.)
	links	119,2	134,2	0,124 (n.s.)

Tabelle 10: Mittelwerte in μV und mögliche signifikante Unterschiede der 1. und 2. Hauptuntersuchung des rechten und linken M. masseter bei beidseitig transversaler Aufbisskonfiguration (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne, n.s.= nicht signifikant)

In Tabelle 10 ist zu erkennen, dass die unterschiedlichen Aufbisspositionen bezüglich der mittleren Aktivitätswerte innerhalb einer Untersuchungssitzung bei der jeweiligen Aufbissintensität nur wenig voneinander abweichen. In der 1. Hauptuntersuchung befinden sich die Mittelwerte in einem recht engen Bereich bei 10% MVC zwischen 42,7 μV (bei F-F, rechts) und 52,5 μV (bei M2-M2, rechts) und bei 35% MVC zwischen 113,5 μV (bei E-E, links) und 147,7 μV (bei M2-M2, rechts).

In der 2. Hauptuntersuchung liegen die Mittelwerte ebenfalls in einer geringen Spannweite bei 10% MVC zwischen 48,4 μV (bei F-F, rechts) und 53,0 μV (bei M1-M1, rechts) und bei 35% MVC zwischen 126,1 μV (bei E-E, rechts) und 154,0 μV (bei M2-M2, links). Der auffallend hohe Mittelwert von 106,3 μV bei P2-P2, rechts beim leichten Aufbiss wurde hier als Ausreißer und nicht als Maximalwert gedeutet.

Es fällt in beiden Hauptuntersuchungen auf, dass höhere Mittelwerte beim Aufbiss im posterioren Bereich auftreten, beim anterioren Aufbiss fallen die Mittelwerte dagegen geringer aus. Im Schnitt stellen sich die Mittelwerte in der ersten Hauptuntersuchung nicht deutlich kleiner dar als in der zweiten Hauptuntersuchung. Signifikante Unterschiede sind nur bei den Aufbissituationen P2-P2, 10% MVC, rechts und P1-P1, 35% MVC, rechts zu finden.

Aufbisssituation	Seite	Mittelwerte 1. Hauptunter- suchung (μV)	Mittelwerte 2. Hauptunter- suchung (μV)	Signifikante Unterschiede (p-Wert)
M2, 10% MVC	rechts	26,2	38,5	0,013
	links	36,3	48,2	0,064 (n.s.)
M2, 35% MVC	rechts	81,4	101,7	0,004
	links	81,4	111,1	0,005
M1, 10% MVC	rechts	27,6	41,8	0,002
	links	37,1	51,4	0,027
M1, 35% MVC	rechts	78,8	100,4	0,006
	links	94,9	111,3	0,012
P2, 10% MVC	rechts	26,7	32,1	0,177 (n.s.)
	links	40,4	48,1	0,209 (n.s.)
P2, 35% MVC	rechts	65,3	84,9	0,002
	links	92,4	101,0	0,234 (n.s.)
P1, 10% MVC	rechts	25,7	33,6	0,041
	links	37,1	44,7	0,174 (n.s.)
P1, 35% MVC	rechts	59,8	81,1	0,000
	links	82,5	90,1	0,195 (n.s.)
E, 10% MVC	rechts	26,0	29,8	0,345 (n.s.)
	links	32,9	37,7	0,368 (n.s.)
E, 35% MVC	rechts	56,3	66,0	0,116 (n.s.)
	links	64,2	76,3	0,057 (n.s.)
F, 10% MVC	rechts	22,9	26,4	0,463 (n.s.)
	links	29,7	34,9	0,357 (n.s.)
F, 35% MVC	rechts	43,7	69,5	0,001
	links	59,0	74,0	0,039

Tabelle 11: **Mittelwerte in μV und mögliche signifikante Unterschiede der 1. und 2. Hauptuntersuchung des rechten und linken M. temporalis bei einseitiger Aufbisssituation (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne, n.s.= nicht signifikant)**

In Tabelle 11 fällt zunächst auf, dass die Mittelwerte in beiden Hauptuntersuchungen und bei beiden Aufbissintensitäten insgesamt geringer sind als die der einseitigen Aufbisskonfiguration beim M. masseter. Des Weiteren unterscheiden sich die unterschiedlichen Aufbisspositionen bezüglich der mittleren Aktivitätswerte innerhalb einer Untersuchungssitzung bei der jeweiligen Aufbissintensität im Vergleich zum M. masseter deutlicher voneinander.

So zeigen die Mittelwerte in der 1. Hauptuntersuchung eine breitere Werteverteilung. Sie liegen bei 10% MVC zwischen 22,9 μV (bei F, rechts) und 40,4 μV (bei P2, links) und bei 35% MVC zwischen 43,7 μV (bei F, rechts) und 94,9 μV (bei M1, links).

In der 2. Hauptuntersuchung liegen die Mittelwerte ebenfalls breiter gestreut bei 10% MVC zwischen 26,4 μV (bei F, rechts) und 51,4 μV (bei M1, links) und bei 35% MVC zwischen 66,0 μV (bei E, rechts) und 111,3 μV (bei M1, links).

Es sind in beiden Hauptuntersuchungen höhere Mittelwerte beim Aufbiss im posterioren Bereich und geringere Mittelwerte beim anterioren Aufbiss festzustellen. Im Vergleich der Untersuchungssitzungen ergeben sich durchschnittlich höhere Mittelwerte in der 2. Hauptuntersuchung. Es besteht eine Vielzahl von signifikanten Unterschieden zwischen den Untersuchungssitzungen und zwar bei M2, 10% MVC, rechts, M2, 35% MVC links und rechts, M1, 10% MVC, links und rechts, M2, 35% MVC, links und rechts, P2, 35% MVC, rechts, P1, 10% MVC, rechts, P1, 35% MVC rechts und F, 35% MVC, links und rechts. Die signifikanten Unterschiede überwiegen auf der rechten Seite und beim festen Aufbiss mit 35% MVC.

Aufbissituation	Seite	Mittelwerte 1. Hauptunter- suchung (μV)	Mittelwerte 2. Hauptunter- suchung (μV)	Signifikante Unterschiede (p-Wert)
M2-M2, 10% MVC	rechts	36,2	41,8	0,154 (n.s.)
	links	39,1	43,2	0,280 (n.s.)
M2-M2, 35% MVC	rechts	90,5	109,0	0,054 (n.s.)
	links	97,2	108,8	0,324 (n.s.)
M1-M1, 10% MVC	rechts	34,2	44,8	0,039
	links	35,9	45,7	0,025
M1-M1, 35% MVC	rechts	87,0	111,5	0,013
	links	94,2	110,9	0,188 (n.s.)
P2-P2, 10% MVC	rechts	26,6	39,6	0,063 (n.s.)
	links	30,6	39,7	0,236 (n.s.)
P2-P2, 35% MVC	rechts	77,5	107,1	0,006
	links	92,9	106,0	0,263 (n.s.)
P1-P1, 10% MVC	rechts	28,6	31,1	0,504 (n.s.)
	links	29,2	31,6	0,647 (n.s.)
P1-P1, 35% MVC	rechts	77,7	95,5	0,001
	links	84,0	94,8	0,232 (n.s.)
E-E, 10% MVC	rechts	18,3	21,9	0,258 (n.s.)
	links	24,3	27,4	0,402 (n.s.)
E-E, 35% MVC	rechts	59,0	75,0	0,027
	links	66,0	77,6	0,135 (n.s.)
F-F, 10% MVC	rechts	19,3	30,5	0,081 (n.s.)
	links	23,3	35,4	0,073 (n.s.)
F-F, 35% MVC	rechts	55,7	75,5	0,004
	links	71,4	85,5	0,108 (n.s.)

Tabelle 12: Mittelwerte in μV und mögliche signifikante Unterschiede der 1. und 2. Hauptuntersuchung des **M. temporalis** bei **beidseitig transversaler Aufbisskonfiguration** (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne, n.s.= nicht signifikant)

In Tabelle 12 wird ersichtlich, dass die Mittelwerte in beiden Hauptuntersuchungen und bei beiden Aufbissintensitäten insgesamt geringer sind als die der beidseitig transversalen Aufbisskonfiguration beim M. masseter. Die Höhe der Werte ähnelt im Mittel denen der einseitigen Aufbisskonfiguration beim M. temporalis. Die unterschiedlichen Aufbisspositionen weichen, wie bereits bei der einseitigen Aufbisskonfiguration festgestellt, bezüglich der mittleren Aktivitätswerte innerhalb einer Untersuchungssitzung bei der jeweiligen Aufbissintensität deutlicher voneinander ab, als dies beim M. masseter zu beobachten ist.

So liegen in der 1. Hauptuntersuchung die Mittelwerte in einer größeren Spannweite bei 10% MVC zwischen 18,3 μV (bei E-E, rechts) und 39,1 μV (bei M2-M2, links) und bei 35% MVC zwischen 55,7 μV (bei F-F, rechts) und 97,2 μV (bei M2-M2, links).

In der 2. Hauptuntersuchung liegen die Mittelwerte bei 10% MVC zwischen 21,9 μV (bei E-E, rechts) und 45,7 μV (bei M1-M1, links) und bei 35% MVC zwischen 75,0 μV (bei E-E, rechts) und 111,5 μV (bei M1-M1, rechts).

Es sind in beiden Hauptuntersuchungen höhere Mittelwerte beim Aufbiss im posterioren Bereich und geringere Mittelwerte beim anterioren Aufbiss herauszustellen. Im Vergleich der Untersuchungssitzungen finden sich durchschnittlich höhere Mittelwerte in der 2. Hauptuntersuchung. Es finden sich weniger signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungssitzungen als beim einseitig konfigurierten Aufbiss und zwar bei M1-M1, 10% und 35% MVC, rechts und links, P2-P2, 35% MVC, rechts, P1-P1, 35% MVC, rechts, E-E, 35% MVC, rechts und F-F, 35% MVC, rechts. Die signifikanten Unterschiede überwiegen auf der rechten Seite und beim festen Aufbiss mit 35% MVC.

Aufbissituation	Seite	Diff (µV)	SD	R (µV)	Min (µV)	Max (µV)
M2, 10% MVC	rechts	-7,0	17,3	82,9	-49,1	33,9
	links	-12,2	15,5	55,7	-42,	13,5
M2, 35% MVC	rechts	-12,3	32,9	140,7	-80,40	60,3
	links	-16,7	32,2	123,2	-78,0	45,3
M1, 10% MVC	rechts	-10,4	15,3	52,8	-45,1	7,7
	links	-11,7	16,8	73,0	-47,9	25,1
M1, 35% MVC	rechts	-18,6	42,7	174,0	-124,2	49,8
	links	-26,4	42,8	169,1	-115,9	53,2
P2, 10% MVC	rechts	-5,2	16,9	65,8	-44,5	21,3
	links	-9,0	16,1	67,6	-40,2	27,4
P2, 35% MVC	rechts	-12,0	29,8	129,7	-83,7	45,9
	links	-22,7	40,5	152,4	-114,1	38,3
P1, 10% MVC	rechts	-4,6	15,9	56,3	-27,7	28,5
	links	-9,4	15,9	60,4	-43,4	17,1
P1, 35% MVC	rechts	-9,4	27,7	106,4	-70,1	36,2
	links	-24,7	37,4	148,7	-117,3	31,4
E, 10% MVC	rechts	-1,3	20,1	73,0	-36,4	36,6
	links	-12,2	16,7	65,0	-54,0	11,0
E, 35% MVC	rechts	-10,5	18,6	75,6	-52,0	23,6
	links	-17,9	38,4	161,3	-124,4	36,9
F, 10% MVC	rechts	-3,6	16,9	74,5	-52,3	22,3
	links	-3,9	20,0	77,6	-53,4	24,2
F, 35% MVC	rechts	-10,4	30,9	113,9	-83,9	30,0
	links	-20,0	28,9	86,7	-66,9	19,8

Tabelle 13: **Differenzwerte des rechten und linken M. masseter in µV bei einseitiger Aufbisskonfiguration** (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne, Diff= Differenz zwischen mittlerer Muskelaktivität in der 1. und 2. Hauptuntersuchung, SD= Standardabweichung (engl. „*standard deviation*“), R= Spannweite (engl. „*range*“), Min= Minimum, Max= Maximum)

In Tabelle 13 fällt auf, dass sich die Mittelwerte der Differenzen des M. masseter bei einseitiger Aufbisskonfiguration ausschließlich im negativen Bereich befinden. Allerdings liegen die Mittelwerte nicht deutlich (maximal $-26,4 \mu\text{V}$ bei M1, 35% MVC, links und minimal $-1,3 \mu\text{V}$ bei E, 10% MVC, rechts, durchschnittlich $-11,7 \mu\text{V}$) vom Wert $0 \mu\text{V}$ entfernt. Es treten also in der zweiten Hauptuntersuchung durchschnittlich geringfügig höhere Muskelaktivitäten auf. Weiterhin auffällig ist, dass die Spannweite der Differenzen, also der Bereich zwischen Minimum und Maximum der Differenzwerte, beim festen Zubiss (35% MVC) bei fast allen Aufbissituationen erheblich größer ist als beim leichten Zubiss (10% MVC). Besonders anschaulich zeigt dies die Position M1, rechts mit $52,8 \mu\text{V}$ bei 10% MVC und $174,0 \mu\text{V}$ bei 35% MVC. Eine Ausnahme ist die Position E auf der rechten Seite: Hier unterscheidet sich der leichte Aufbiss mit einer Spannweite der mittleren Differenzen von $73 \mu\text{V}$ nicht erheblich vom festen Aufbiss mit einer Spannweite von $75,6 \mu\text{V}$.

Aufbisssituation	Seite	Diff (µV)	SD	R (µV)	Min (µV)	Max (µV)
M2-M2, 10% MVC	rechts	2,2	20,5	69,2	-29,8	39,4
	links	-3,0	13,8	53,8	-22,4	31,3
M2-M2, 35% MVC	rechts	-0,4	49,2	202,8	-91,4	111,5
	links	-17,9	63,3	272,6	-150,7	121,9
M1-M1, 10% MVC	rechts	-1,5	16,5	61,1	-28,9	32,2
	links	-1,8	19,6	93,0	-40,6	52,4
M1-M1, 35% MVC	rechts	-6,5	38,9	147,5	-80,7	66,8
	links	-18,0	53,6	191,7	-118,8	72,9
P2-P2, 10% MVC	rechts	-60,4	33,0	134,6	-137,2	-2,6
	links	-6,3	22,9	101,8	-65,4	36,4
P2-P2, 35% MVC	rechts	-1,4	33,4	135,5	-75,1	60,4
	links	-21,1	48,8	179,5	-136,3	43,2
P1-P1, 10% MVC	rechts	-4,9	15,2	71,6	-33,1	38,6
	links	-8,1	25,6	136,5	-70,1	66,4
P1-P1, 35% MVC	rechts	-5,2	32,6	125,3	-66,0	59,4
	links	-18,6	35,8	143,9	-101,0	42,9
E-E, 10% MVC	rechts	-4,3	16,2	68,8	-39,3	29,5
	links	-6,1	19,0	79,0	-41,9	37,1
E-E, 35% MVC	rechts	-9,4	43,8	205,7	-150,1	55,6
	links	-15,9	38,9	148,9	-100,0	48,9
F-F, 10% MVC	rechts	-5,7	16,6	74,9	-51,0	24,0
	links	-0,5	22,5	115,6	-41,4	74,2
F-F, 35% MVC	rechts	-7,4	36,7	152,8	-98,2	54,6
	links	-15,0	42,8	180,0	-115,9	64,0

Tabelle 14: **Differenzwerte des rechten und linken M. masseter in µV bei beidseitig trans-versaler Aufbisskonfiguration** (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prä-molar, P1= 1. Prä-molar, E= Eckzahn, F= Frontzähne, Diff= Differenz zwischen mittlerer Muskelaktivität in der 1. und 2. Hauptuntersuchung, SD= Standardabweichung (engl. „*standard deviation*“), R= Spannweite (engl. „*range*“), Min= Minimum, Max= Maximum)

In Tabelle 14 ist zu erkennen, dass sich die Mittelwerte der Differenzen des M. masseter bei beidseitig transversaler Aufbisskonfiguration fast ausschließlich im negativen Bereich befinden (Ausnahme: M2-M2, 10% MVC, rechts: +2,2 μV). Allerdings liegen die Mittelwerte mit einer Ausnahme von -60,4 μV (bei P2-P2, 10% MVC, rechts) auch hier nicht deutlich (durchschnittlich ca. -9,9 μV) vom Nullwert entfernt. Es treten also wie bei der einseitigen Aufbisskonfiguration in der zweiten Untersuchungssitzung im Mittel geringfügig höhere Muskelaktivitäten auf. Des Weiteren ist festzustellen, dass die Spannweite der Differenzwerte bei fester Aufbissintensität (35% MVC) und fast allen Aufbissituationen erheblich größer ist als bei leichter Aufbissintensität (10% MVC). Ein besonders anschauliches Beispiel ist hierfür die Position M2-M2, links mit einer Spannweite von 53,8 μV bei 10% MVC und von 272,6 μV bei 35% MVC. Eine Ausnahme ist die Position P2-P2 auf der rechten Seite: Hier unterscheidet sich die mittlere Differenz bei 10% MVC mit 134,6 μV nicht erheblich von der mittleren Differenz bei 35% MVC mit 135,5 μV .

Aufbissssituation	Seite	Diff (μV)	SD	R (μV)	Min (μV)	Max (μV)
M2, 10% MVC	rechts	-12,3	20,5	96,7	-67,8	28,9
	links	-11,9	27,6	127,4	-84,6	42,8
M2, 35% MVC	rechts	-20,3	28,5	93,0	-71,1	21,8
	links	-29,7	43,0	187,6	-128,5	59,1
M1, 10% MVC	rechts	-14,2	18,7	93,3	-65,8	27,5
	links	-14,3	27,5	110,3	-75,3	35,0
M1, 35% MVC	rechts	-21,6	31,9	122,8	-71,1	51,7
	links	-16,4	27,2	95,8	-57,1	38,7
P2, 10% MVC	rechts	-5,4	17,9	84,6	-28,6	56,0
	links	-7,7	27,0	106,9	-58,8	48,1
P2, 35% MVC	rechts	-19,6	25,8	103,7	-93,8	9,8
	links	-8,6	32,1	119,4	-76,5	42,9
P1, 10% MVC	rechts	-7,9	16,5	76,3	-37,0	39,2
	links	-7,6	24,6	121,5	-59,7	61,8
P1, 35% MVC	rechts	-21,3	22,3	82,8	-75,5	7,3
	links	-7,6	26,1	100,0	-55,6	44,4
E, 10% MVC	rechts	-3,8	17,9	89,5	-55,4	34,1
	links	-4,8	23,9	89,6	-59,7	29,9
E, 35% MVC	rechts	-9,7	27,0	116,1	-47,6	68,5
	links	-12,1	27,4	94,6	-70,2	24,4
F, 10% MVC	rechts	-3,5	21,9	95,2	-64,6	30,6
	links	-5,2	25,3	117,8	-61,9	55,9
F, 35% MVC	rechts	-25,8	30,3	97,8	-77,6	20,2
	links	-15	31,1	113,0	-74,7	38,3

Tabelle 15: Differenzwerte des rechten und linken M. temporalis in μV bei einseitiger Aufbisskonfiguration (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolar, P1= 1. Prämolar, E= Eckzahn, F= Frontzähne, Diff= Differenz zwischen mittlerer Muskelaktivität in der 1. und 2. Hauptuntersuchung, SD= Standardabweichung (engl. „*standard deviation*“), R= Spannweite (engl. „*range*“), Min= Minimum, Max= Maximum)

Auch beim *M. temporalis* bei einseitiger Aufbisskonfiguration (Tabelle 15) liegen die Mittelwerte der Differenzen ausschließlich im negativen Bereich, was auf eine durchschnittlich höhere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung hinweist. Die Mittelwerte weichen nicht erheblich, allerdings deutlicher als beim *M. masseter*, vom Nullwert ab (maximal $-29,7 \mu\text{V}$ bei M2, 35% MVC, links, minimal $-3,5 \mu\text{V}$ bei F, 10% MVC, rechts, durchschnittlich ca. $-12,8 \mu\text{V}$). Sie sind also insgesamt leicht negativer. Vergleicht man die Spannweiten der Differenzen beim festen Zubiss (35% MVC) und beim leichten Zubiss (10% MVC), so fallen keine großen Unterschiede auf. Die Spannweitenwerte ordnen sich bei allen Aufbissituationen zwischen $76,3 \mu\text{V}$ (bei P1, 10% MVC, rechts) und $187,6 \mu\text{V}$ (bei M2, 10% MVC, links) ein und sind bei der festen Aufbissintensität sowohl in höheren als auch in niedrigeren Wertebereichen angesiedelt. Es findet sich also kein wiederkehrendes Schema wie zuvor beim *M. masseter*.

Aufbisssituation	Seite	Diff (μV)	SD	R (μV)	Min (μV)	Max (μV)
M2-M2, 10% MVC	rechts	-5,6	17,1	73,1	-55,7	17,4
	links	-4,1	16,9	61,8	-31,0	30,8
M2-M2, 35% MVC	rechts	-18,5	41,3	192,4	-169,2	23,2
	links	-11,6	52,7	249,7	-155,2	94,5
M1-M1, 10% MVC	rechts	-10,6	21,8	89,8	-70,9	18,9
	links	-9,8	18,5	67,6	-48,3	19,4
M1-M1, 35% MVC	rechts	-24,5	41,5	191,1	-169,2	21,9
	links	-16,7	56,1	229,3	-178,4	50,9
P2-P2, 10% MVC	rechts	-13,0	30,2	146,7	-126,6	20,1
	links	-9,1	34,0	154,2	-102,5	51,7
P2-P2, 35% MVC	rechts	-29,6	43,9	187,8	-162,4	25,4
	links	-13,1	52,3	216,0	-131,1	84,9
P1-P1, 10% MVC	rechts	-2,5	16,4	62,0	-31,1	30,9
	links	-2,4	23,3	97,8	-56,7	41,1
P1-P1, 35% MVC	rechts	-17,8	21,4	94,2	-81,5	12,7
	links	-10,8	40,5	183,2	-85,1	98,1
E-E, 10% MVC	rechts	-3,6	14,2	66,2	-44,7	21,5
	links	-3,1	16,6	66,1	-38,6	27,5
E-E, 35% MVC	rechts	-16	30,7	104,7	-75,0	29,7
	links	-11,6	34,3	136,8	-92,0	44,8
F-F, 10% MVC	rechts	-11,2	28,0	137,3	-109,2	28,0
	links	-12,1	29,2	131,8	-100,9	30,9
F-F, 35% MVC	rechts	-19,8	28,0	93,8	-72,4	21,4
	links	-14,1	38,5	171,9	-111,4	60,5

Tabelle 16: **Differenzwerte des rechten und linken M. temporalis in μV bei beidseitig transversaler Aufbisssituation (10% MVC= 10% der maximalen voluntären Kontraktion, 35% MVC= 35% der maximalen voluntären Kontraktion, M2= 2. Molar, M1= 1. Molar, P2= 2. Prämolare, P1= 1. Prämolare, E= Eckzahn, F= Frontzähne, Diff= Differenz zwischen mittlerer Muskelaktivität in der 1. und 2. Hauptuntersuchung, SD= Standardabweichung (engl. „standard deviation“), R= Spannweite (engl. „range“), Min= Minimum, Max= Maximum)**

Beim M. temporalis und beidseitig transversaler Aufbisskonfiguration (Tabelle 16) liegen die Mittelwerte der Differenzen ebenfalls ohne Ausnahme im negativen Bereich, was auf eine im Durchschnitt höhere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung schließen lässt. Die Mittelwerte der Differenzen liegen nur in geringem Maße (maximal $-29,6 \mu\text{V}$ bei P2-P2, 35% MVC, rechts, minimal $-2,4 \mu\text{V}$ bei P1-P1, 10% MVC, links, durchschnittlich ca. $-12,1 \mu\text{V}$), vom Wert $0 \mu\text{V}$ entfernt. Sie sind also insgesamt leicht negativer. Die Spannweiten der Differenzen beim festen Zubiss (35% MVC) sind bei fast allen Aufbissituationen deutlich größer als beim leichten Zubiss (10% MVC). Besonders deutlich wird dies durch die Position M2-M2, links mit einer Spannweite von $61,8 \mu\text{V}$ bei 10% MVC und von $249,7 \mu\text{V}$ bei 35% MVC. Eine Ausnahme stellt die Position F-F, rechts dar, da hier der Spannweitenwert mit $137,3 \mu\text{V}$ bei 10% MVC höher liegt als der bei 35% MVC mit $93,8 \mu\text{V}$.

4.3.3 Fazit der Reliabilitätsanalyse

- Insgesamt treten nur sehr wenige ICC-Werte $>0,8$ auf, die eine hohe Reliabilität anzeigen. Im Mittel liegen die ICC-Werte für M. masseter mit $0,57$ und für M. temporalis mit $0,56$ im Bereich einer mäßigen Reliabilität. Im Vergleich der Muskeln finden sich beim M. temporalis mehr ICC-Werte, die eine hohe Reliabilität anzeigen. Im Vergleich der Aufbissintensitäten finden sich mehr hohe ICC-Werte beim festen Aufbiss mit 35% MVC.
- Beim M. masseter unterscheiden sich die Mittelwerte aller Aufbisspositionen innerhalb einer Untersuchungssitzung bei der jeweiligen Aufbissintensität geringer voneinander als beim M. temporalis. Die Aktivitätswerte des M. temporalis zeigen damit eine größere Variabilität bei allen Aufbissituationen.
- Beim M. temporalis sind für beide Aufbisskonfigurationen insgesamt geringere Aktivitätsmittelwerte vorzufinden als beim M. masseter.
- Der beidseitig konfigurierte Aufbiss führt bei beiden Muskeln insgesamt zu höheren Aktivitätsmittelwerten.
- Bei beiden Muskeln und allen Aufbissituationen ergeben sich in der 1. Untersuchungssitzung höhere mittlere Aktivitätswerte als in der 2. Untersuchungssitzung.

- Bei beiden Muskeln und allen Aufbissituationen führt der Aufbiss auf eine posterior positionierte Aufbisserrhöhung zu höheren mittleren Aktivitätswerten als der Aufbiss im anterioren Bereich.

- Bezüglich des Auftretens von signifikanten Unterschieden zwischen den beiden Hauptuntersuchungen gelten folgende Aussagen: Beim einseitig konfigurierten Aufbiss finden sich bei beiden Muskeln häufiger signifikante Unterschiede als beim beidseitig konfigurierten Aufbiss. Beim M. masseter führt die einseitige Aufbissverteilung zu signifikanten Unterschieden bei allen Aufbisspositionen und -intensitäten, und zwar vornehmlich auf der linken Seite. Die beidseitige Aufbisskonfiguration führt hinsichtlich der Muskelaktivitätsquotienten kaum zu signifikanten Unterschieden zwischen den beiden Hauptuntersuchungen. Beim rechten M. temporalis finden sich mehr signifikante Unterschiede als beim linken M. temporalis und der Aufbiss mit einer hohen Intensität (35% MVC) ergibt mehr signifikante Unterschiede als der Aufbiss mit geringer Intensität (10% MVC).

- Bei beiden Muskeln liegen die mittleren Differenzen, gebildet aus den mittleren Aktivitätswerten der 1. Hauptuntersuchung minus den mittleren Aktivitätswerten der 2. Hauptuntersuchung, fast ausschließlich im leicht negativen Bereich, was auf eine generell geringfügig höhere Muskelaktivität in der zweiten Untersuchungssitzung hinweist. Die Differenzwerte der mittleren Muskelaktivitäten des M. temporalis sind etwas negativer als die des M. masseter.

- Mit Ausnahme der einseitigen Aufbisskonfiguration beim M. masseter ergeben sich für den festen Aufbiss mit 35% MVC erheblich höhere Spannweitenwerte der Differenzmittelwerte als für den leichten Aufbiss mit 10% MVC.

4.4 Zusammenfassung aller Ergebnisse

- Im Vergleich zwischen **M. masseter** und **M. temporalis** ist ein deutlich häufigeres Auftreten von signifikanten Unterschieden bezüglich aller untersuchter Faktoren (Aufbissverteilung, Aufbissposition, Aufbissintensität) beim M. temporalis festzustellen. Als Ergebnis der Analyse aus 4.1 überwiegen die signifikanten Unterschiede bezüglich der Aufbissverteilung. Als Ergebnis der Analyse aus 4.2 überwiegen die signifikanten Unterschiede bezüglich der Aufbissverteilung und der Interaktion von Aufbissposition und Aufbissverteilung. Ferner sind die Aktivitätsquotienten des M. masseter konstanter und bei allen Aufbisspositionen bezüglich der Mediane und der Streuung ähnlich verteilt. Die Streuungen und Mediane fallen im Vergleich zum M. temporalis geringer aus, außerdem zeigen die Aktivitätsquotienten des M. temporalis deutlichere Unterschiede bezüglich der Streuung und der Höhe der Mediane, wenn man die unterschiedlichen Aufbisskonditionen vergleicht. Besonders der einseitig konfigurierte, leichte Aufbiss ist durch hohe Mediane (höhere Aktivität auf der Arbeitsseite) und große Streuung gekennzeichnet. Ebenfalls vor allem beim leichten, einseitigen Aufbiss zeigt der M. temporalis abweichende Aktivitäten und unterscheidet sich noch deutlicher vom M. masseter. Speziell der Faktor Aufbissverteilung (einseitig oder beidseitig transversal) hat deutlichen Einfluss auf die Aktivität des M. temporalis.

- Im Vergleich von **einseitig und beidseitig transversal** konfiguriertem Aufbiss zeigen sich in beiden Analysen bei der einseitigen Aufbisskonfiguration gehäuft größere Streuungen und höhere Mediane, besonders beim M. temporalis. Mediane über 1,0 bedeuten eine höhere Aktivität auf der Arbeitsseite. Der beidseitig transversal konfigurierte Aufbiss ist durch konstantere Mediane und Streuungen charakterisiert. Die großen Streuungen beim einseitig konfigurierten Aufbiss sind gehäuft mit dem leichten Aufbiss kombiniert. Es gibt signifikante Unterschiede zwischen einseitiger und beidseitig transversaler Aufbisskonfiguration.

- Vergleicht man die **Aufbissintensitäten (10% MVC und 35% MVC)**, so fällt auf, dass der leichte Aufbiss bei beiden Aufbisskonfigurationen und bei beiden Muskeln größere Abweichungen von Streuung und Medianen zwischen den verschiedenen Aufbisspositionen, aber auch insgesamt das Auftreten großer Streuungen, hervorruft. Beim M. temporalis ist dieses Phänomen deutlicher ausgeprägt als beim M. masseter. Meist

treten große Streuungen und Medianunterschiede beim leichten, einseitig konfigurierten Aufbiss auf.

- Vergleicht man die **Aufbisspositionen** miteinander, so fällt auf, dass sich beim M. temporalis die Aktivitätsquotienten der verschiedenen Aufbisspositionen deutlicher unterscheiden als beim M. masseter. Vor allem beim leichten Aufbiss zeigen sich größere Streuungen und größere Abweichungen in der Verteilung der Werte im Vergleich zum festen Aufbiss. Beim festen Aufbiss ergibt sich ein konstanteres Bild. Insgesamt sind die Mediane bei allen Aufbisspositionen ähnlich hoch und ohne auffällige Ausreißer.

- Ergebnis der **ICC-Berechnung**: Insgesamt treten nur sehr wenige ICC-Werte $>0,8$ auf, die eine hohe Reliabilität anzeigen. Im Mittel liegen die ICC-Werte für M. masseter mit 0,57 und für M. temporalis mit 0,56 im Bereich einer mäßigen Reliabilität. Ein festes Muster bezüglich der Aufbisspositionen oder der Aufbissverteilungen ist nicht nachzuweisen.

- Betrachtet man das Auftreten von **signifikanten Unterschieden** der Mittelwerte der Muskelaktivitäten, so ist festzustellen, dass sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss bei beiden Muskeln mehr signifikante Unterschiede als beim beidseitig konfigurierten Aufbiss ergeben. Beim M. masseter führt die einseitige Aufbissverteilung zu signifikanten Unterschieden bei allen Aufbisspositionen und -intensitäten, und zwar vornehmlich auf der linken Seite. Die beidseitige Aufbisskonfiguration führt kaum zu signifikanten Unterschieden zwischen den Hauptuntersuchungen.

- Ergebnis der Berechnung der **mittleren Differenzen**: Nimmt man die mittels Differenzbildung ermittelten Unterschiede zwischen den Hauptuntersuchungen in den Blick, so fällt auf, dass die Mediane der Differenzwerte bei beiden Muskeln und beiden Aufbisskonfigurationen (einseitig und beidseitig transversal) fast ausschließlich im negativen Bereich liegen, wenngleich nicht erheblich vom Nullwert abweichend. Dies bedeutet eine generell höhere Durchschnittsmuskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung. Abgesehen von der einseitigen Aufbisskonfiguration beim M. temporalis fällt auf, dass sich beim festen Aufbiss (35% MVC) größere Spannweiten der Differenzwerte ergeben als beim leichten Aufbiss (10% MVC).

5 Diskussion

Die vorgestellte Studie hatte das Ziel, unter standardisierten und klinisch orientierten Bedingungen des submaximalen voluntären Aufbisses, die kurzfristige Wirkung gezielter einseitig und beidseitig transversal positionierter okklusaler Veränderungen auf die elektromyographische Aktivität des M. masseter und M. temporalis anterior bei 21 gesunden Probanden (Durchschnittsalter: 24,7) systematisch zu untersuchen. Zusätzlich ging man der Frage nach, ob die Ergebnisse reproduzierbar sind, das heißt, ob die Ergebnisse in einer zweiten Messung unter den gleichen, standardisierten Bedingungen in ähnlicher Form ermittelt werden können.

Es wurden 0,8 mm dicke, reversibel adaptierbare und zahnbezogen zurechtgeschnittene Polykarbonat-Tiefziehfolien verwendet, mit denen 11 Aufbissvarianten (6 einseitige, 5 beidseitig transversale) simuliert wurden. In der vorliegenden Arbeit wurde mit submaximaler Aufbissintensität (10% und 35% der maximalen voluntären Kontraktion) gearbeitet. Dieser Punkt unterscheidet die vorgestellte Studie von den meisten anderen Studien, die zu diesem Thema existieren, da diese bevorzugt die Veränderung der Muskelaktivität bei subjektiv maximalen Aufbissintensitäten analysiert haben. Außerdem wurden im Unterschied zu den meisten anderen thematisch ähnlichen Studien kontrollierte Kräfte erzeugt, da die erzeugten Aufbissintensitäten einer visuellen Feedbackkontrolle unterlagen. Des Weiteren erfolgte der Aufbiss auf okklusale Erhöhungen mit strukturierter Oberfläche und definierter Höhe (Polykarbonatfolien mit der Dicke 0,8 mm). Die Besonderheit der vorliegenden Studie liegt also in der Untersuchung **submaximaler**, durch den Aufbiss auf okklusale Erhöhungen mit **definierter Höhe** erzeugter und mittels visuellem Feedback **kontrollierter** Kräfte. Um die erfasste Datenmenge zu analysieren, wurden Aktivitätsquotienten der homonymen Muskeln gebildet und diese mit Hilfe zweifaktorieller Varianzanalysen (ANOVA) ausgewertet. Um die Reliabilität beurteilen zu können, wurde die Berechnung des Intraklassenkoeffizienten (ICC) und der Differenzwerte der mittleren Muskelaktivitäten in zwei Untersuchungssitzungen herangezogen.

Die vorgestellte Studie erbrachte hauptsächlich das Ergebnis, dass die Aktivitätsquotienten des M. masseter sowohl bei einseitigen als auch bei beidseitigen okklusalen Erhöhungen für 10% MVC und 35% MVC keine Veränderungen zeigten, die generell statistisch signifikant waren. Vereinzelt ergaben sich signifikante Unterschiede

($p < 0,05$) bezüglich der Faktoren Aufbissintensität und Aufbissposition. Die Aktivitätsquotienten des M. temporalis zeigten hinsichtlich der Aufbisspositionen signifikante Unterschiede zwischen unilateraler und bilateraler Situation. Vereinzelt wurden auch signifikante Unterschiede zwischen 10% MVC und 35% MVC beobachtet. Im Vergleich der beiden Hauptuntersuchungen ergaben sich mäßige ICC-Werte und damit eine mäßige Reliabilität der Ergebnisse. Höhere Muskelaktivitäten ließen sich hauptsächlich in der zweiten Sitzung feststellen, während in beiden Sitzungen größere interindividuelle Aktivitätsdifferenzen beim festen Aufbiss (35% MVC) auftraten.

5.1 Studien zum Einfluss okklusaler Veränderungen auf die elektromyographische Aktivität der Kaumuskulatur

5.1.1 Studien mit unilateraler und bilateraler Position der okklusalen Veränderungen

Wie in der vorliegenden Arbeit wurde in den Studien von MacDonald et al. (1984), Baba et al. (2000), Wang et al. (2009), Forrester et al. (2010) und Ostermann (2017) die Beeinflussung der Kaumuskelaktivität durch sowohl unilateral als auch bilateral positionierte Aufbisserrhöhungen untersucht. Im Folgenden sollen die Ergebnisse dieser Studien, in denen meist maximale voluntäre Kontraktionen ausgeführt wurden, also mit subjektiv maximaler Kraft auf die okklusalen Interferenzen aufgebissen wurde, mit den Ergebnissen der vorgestellten Studie verglichen werden

Die Studie von MacDonald et al. aus dem Jahr 1984 untersuchte die Kaumuskulatur und ihre elektromyographischen Reaktionen beim Pressen oder Knirschen in spezifische Richtungen und auf spezifische okklusale Kontakte. Es sollte die Beziehung zwischen der EMG-Aktivität der Kieferschließer und der Lokalisierung und Richtung von Kräften, einwirkend auf festgelegte Aufbisspunkte, analysiert werden. Das Experiment wurde in zwei Teile aufgeteilt. Im ersten Teil wurde ein vertikal gerichtetes Aufbeißen auf spezifische Kontaktpunkte simuliert. Im zweiten Teil konzentrierte man sich auf exzentrisch gerichtete Kräfte. Mithilfe von individuellen, aus Acryl-Resin hergestellten okklusalen Stopps, die sowohl Unter- als auch Oberkieferzähne fassten, um laterale Verschiebungen zu verhindern, wurden im ersten Teil der Studie 14 verschiedene ein- und beidseitige Aufbisskombinationen simuliert. Die Probanden wurden dazu angehal-

ten, pro Aufbissituation zehnmals abwechselnd mit subjektiv maximaler und halbmaximaler Kraft zusammenzubeißen. Es wurde festgestellt, dass die höchste Muskelaktivität aller gemessenen Muskeln bei vertikaler Kraftereinwirkung in natürlicher oder simulierter interkuspidaler Position gemessen werden konnten. Außerdem wurde beobachtet, dass der Aufbiss auf einen inzisalen Block von Eckzahn zu Eckzahn eine höhere Aktivität erzeugte als der Aufbiss auf einen alleinigen inzisalen Stopp. Hier beziehen sich MacDonald et al. auf eine Studie von Møller et al., in der die These aufgestellt wurde, dass die Kiefermuskelaktivität abhängig von der Anzahl und der Größe der Oberfläche der okklusalen Kontakte sei (Møller et al., 1974). Dies bestätigen die Autoren dieser Studie allerdings nur für den anterioren Bereich. Des Weiteren zeigte sich, dass der beidseitig konfigurierte Aufbiss höhere Aktivitäten erzeugte als der einseitig konfigurierte Aufbiss. Die Forschungsgruppe vermutet, dass beidseitige Zahnbogenkontakte, die die Molaren einbeziehen, unterstützend wirken und somit die Entwicklung zu großer interokklusaler Kräfte verhindern. Bezüglich der anteroposterioren Beziehungen wurde die geringste Muskelaktivität beim inzisalen Aufbiss beobachtet, gefolgt vom Eckzahn-Aufbiss. Der Unterschied zwischen diesen Positionen war nur für den ipsilateralen M. temporalis signifikant. Die höchste Aktivität wurde durch den Aufbiss in der Molaren-Region erzeugt.

Im zweiten Teil der Studie wurden 19 ein- und beidseitige, teilweise exzentrische Stoppkombinationen untersucht. Abgesehen von der Stopp-Kombination wurde generell beobachtet, dass vertikale Aufbisskräfte signifikant höhere Muskelaktivitäten erzeugten als laterale Kräfte in Richtung der ipsilateralen bukkalen Seite, welche ein signifikantes Absinken der Aktivität in allen Muskeln (Ausnahme: ipsilateraler M. temporalis) verursachten. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Richtung der Kraft, übertragen auf spezifische Kontakte, ein wichtiger Faktor bei der Beeinflussung der Muskelgruppen und ihrer Kontraktionsstärke darstellen. Daneben unterstreichen MacDonald und Kollegen auch spezifische Assoziationen zwischen der Lage und der Größe des Kontaktpunktes und der Muskelaktivität.

MacDonald et al. ergänzten ihre Studie 1984 mit einer zweiten Arbeit. Auch hier stand die These im Vordergrund, dass die Seite und Anzahl der Zahnkontakte sowie die Richtung der Kraft die Aktivität der Kieferschließer während des Aufbeißen beeinflussen. In dieser Studie wurde allerdings ohne okklusale Stopps und nur unter Verwen-

dung von natürlichen Zahnkontakten gearbeitet. MacDonald und Kollegen wollten testen, ob ein funktionsgesunder Proband bei einem spezifischen Aufbiss auf bestimmte Seiten genauso reagiert, wie ein entsprechender Proband in der vorangegangenen Studie beim Aufbiss auf künstliche okklusale Stopps. Die Aufgaben beinhalteten vertikale Aufbisse mit links, rechts, protrusiv und retrusiv gerichteten Kräften in der interkuspidalen Position mit so wenig Kieferbewegung wie möglich, aber auch exzentrisch gerichtete Aufbisse. Zusätzlich wurden unilaterale Aufbisse auf die Eckzähne oder auf Gruppenfunktionskontakte (definiert als jegliche Anzahl posteriorer Kontakte zusätzlich zum Eckzahnkontakt) sowie bilaterale Aufbisse auf die Eckzähne/Gruppenfunktionskontakte und die Molaren der Gegenseite des Kiefers durchgeführt.

Aus den Ergebnissen zogen MacDonald und Kollegen die Erkenntnis, dass trotz der zufälligen Selektion der Probanden und ihrer unterschiedlichen Art, die Aufgaben auszuführen, die Ergebnisse sehr ähnlich ausfielen. Es fiel auf, dass die in der zweiten Studie gemessenen Muskelaktivitätsunterschiede während variierender Aufbisskombinationen denen der vorangegangenen Studie mit künstlichen okklusalen Kontakten sehr ähnlich waren. Dies ist bemerkenswert, da in der zweiten Studie zum einen kleinere Verschiebungen des Kiefers nötig waren, um die Aufbisskombinationen auszuführen und zum anderen die Ausführung der Aufbisse zwischen den Individuen stärker variierte. Dies erklären die Autoren damit, dass geringe Veränderungen der Kieferposition wohl keinen Hauptfaktor bei der Beeinflussung der Muskelaktivität darstellen. Des Weiteren sei es ziemlich sicher, dass aufgrund der anatomischen Ausrichtung und Lage der Muskeln bei natürlicher Dentition die Verteilung der Aktivität in den Kieferschließern während variiertter Aufbissbedingungen je nach Kontaktseite(n) und Kraftrichtung vorhersagbar sei. Diese Vorhersagbarkeit ermögliche eine Einschätzung der Lage und Beschaffenheit von habituellen Zahnkontakten und der auf sie einwirkenden Krafttrichtung. Besondere Signifikanz könne dem M. temporalis zugesprochen werden, da beide Teile dieses Muskels beim retrusiven und ipsilateral gerichteten Aufbiss immer gleich aktiv seien. Die Autoren stellen klar heraus, dass die Aktivität des M. temporalis bei Verlagerung des Aufbisskontaktes nach posterior ansteige und der anteriore Part hierbei eine besondere Sensitivität zeige (MacDonald et al., 1984).

Die vorliegende Studie ist mit beiden Untersuchungen von MacDonald et al. aus dem Jahr 1984 in einigen Aspekten vergleichbar. Auch in der vorgestellten Arbeit zeigten besonders die Reaktionen des M. temporalis signifikante Unterschiede. Es fanden sich

während variiertter Aufbissbedingungen bei fast allen Probanden signifikante Unterschiede in seiner Muskelaktivität, was auf eine hohe Sensitivität des Muskels schließen lässt. Ebenso konnten erhöhte Aktivitätsmittelwerte beider Muskeln sowohl beim beidseitig konfigurierten Aufbiss im Vergleich zum einseitig konfigurierten Aufbiss als auch beim posterioren Aufbiss im Vergleich zum anterioren Aufbiss festgestellt werden. Eine erhöhte Muskelaktivität des ipsilateralen M. temporalis bei einer unilateralen Aufbiss-erhöhung im 2. Molarenbereich im Vergleich zur Erhöhung im Frontzahnbereich ist nicht vollständig nachzuweisen. Nur tendenziell und nur beim leichten Aufbiss lässt sich bezüglich der ipsilateralen Temporalisaktivität der Aufbiss im Front- und teilweise auch Eckzahnbereich von allen anderen, weiter posterioren Aufbisspositionen (M2 bis P1) deutlicher abgrenzen. So können in der ersten Hauptuntersuchung geringe, aber eindeutige Unterschiede in der Höhe der Mediane zwischen den Positionen M2 bis E und der Position F (ca. 1,7-2,3 vs. ca. 1,0) festgestellt werden. Ähnlich verhält es sich in der zweiten Hauptuntersuchung, jedoch ergeben sich hier die Medianunterschiede zwischen den Positionen M2 bis P1 und den Positionen E bis F (ca. 1,7-2,3 vs. ca. 1,0).

Trotz der oben genannten Gemeinsamkeiten der Studienergebnisse ist die Vergleichbarkeit der Arbeiten aufgrund unterschiedlicher Versuchsbedingungen limitiert. Zum einen wurden in der vorliegenden Studie nur zentrische und keine exzentrischen, retrusiven oder protrusiven Aufbisse simuliert. Zum anderen wurden keine subjektiv maximalen und halbmaximalen Aufbissintensitäten generiert, sondern es wurden mithilfe eines visuellen Feedbacks kontrollierte Kräfte von 10% und 35% der maximalen voluntären Kontraktion erzeugt. Darüber hinaus unterscheidet sich die Gestaltung der okklusalen Interferenzen: Während in der vorliegenden Studie 0,8 mm dicke Polykarbonatfolienzuschnitte verwendet wurden, die nur die Unterkieferzähne fassten, wurde in der Studie von MacDonald et al. mit Acryl-Resin-Stopps gearbeitet, die die Zähne beider Kiefer einbezogen. Letztlich lässt sich die Annahme MacDonalds und seiner Kollegen, dass die Kaumuskulatur Standardreaktionsmuster mit großer Vorhersagbarkeit zeige, in der vorliegenden Studie bei submaximalen Kräften nicht nachweisen. Hier zeigten sich große interindividuelle Unterschiede zwischen den Muskelreaktionen der Probanden.

Baba et al. beschäftigten sich im Jahr 2000 mit der Frage, inwiefern okklusale Veränderungen die Aktivität von M. masseter und M. temporalis und vertikale Bewegungsmuster des Unterkiefers während des submaximalen Aufbisses beeinflussen. Für sieben gesunde Probanden (Durchschnittsalter: 25 Jahre) wurden okklusale Stopps aus Acryl beidseitig für die ersten Prämolaren und die zweiten Molaren des Unterkiefers hergestellt, um variierbare Aufbissituationen zu simulieren. Angestrebt wurden gleichzeitige Kontakte auf den vier Stopps sowie eine Disklusion von ca. 2 mm im Bereich der Inzisiven in interkuspider Position. Es wurden sechs unterschiedliche ein- und beidseitig abgestützte Aufbisskombinationen simuliert. Die vertikalen Bewegungen des Unterkiefers während der verschiedenen Aufbissituationen wurden mithilfe einer speziellen Messapparatur erfasst. Gleichzeitig wurde mittels Oberflächen-Elektromyographie beidseitig die Aktivität von M. masseter und M. temporalis registriert. Um die Asymmetrie der Muskelaktivität zu bestimmen, wurde der Asymmetrieindex (AI) gebildet. Die Autoren stützten sich auf die Aussage von Clarke et al. (1984), dass nächtlicher Bruxismus auf submaximalen Aktivitätsleveln ausgeübt werde. Außerdem sahen sie wiederholte, maximal intensive Aufbissaktivitäten als problematisch an, da diese zu Muskelermüdung sowie zu einer Kompression des parodontalen Ligaments führen könnten. Deshalb ließen sie die Probanden mit Hilfe von visueller Feedbackkontrolle die Aufbiss-tests mit 50% ihres maximalen voluntären Kontraktionsniveaus durchführen. Bezüglich der Asymmetrie in der Muskelaktivität stellte man fest, dass der Asymmetrieindex während des bilateral konfigurierten Aufbisses auf vier Stopps nicht signifikant vom natürlichen Aufbiss in interkuspider Position abwich. Außerdem unterschied sich nur der AI des anterioren M. temporalis signifikant bei den sechs verschiedenen Aufbissituationen. Ein insgesamt vergleichsweise höherer AI trat bei einseitig konfigurierten Aufbissituationen auf. Hinsichtlich der Unterkieferbewegung zeigte sich, dass die sechs verschiedenen Aufbissbedingungen zu unterschiedlichen und charakteristischen Bewegungsmustern führten. Im Hinblick auf die Muskelaktivität wurde beobachtet, dass ein einseitiger Zahnkontakt zu einer unilateralen Aktivität im ipsilateralen M. temporalis anterior führte, weshalb die Autoren vermuten, dass einseitige Vorkontakte in einer Schmerzempfindlichkeit des M. temporalis resultieren.

Das Studiendesign der Arbeit von Baba et al. aus dem Jahr 2000 ist dem Design der vorliegenden Studie sehr ähnlich. Auch hier wurden mittels visueller Feedbackkontrolle submaximale Aufbisse auf uni- und bilaterale Aufbisserhöhungen durchgeführt. Aller-

dings konzentrierten sich Baba et al. überwiegend auf die Aufwärtsbewegung des Unterkiefers beim Aufbiss auf unterschiedlich positionierte Bisserrhöhungen und nicht hauptsächlich auf die elektromyographische Aktivität der Kaumuskulatur, was in der vorgestellten Studie im Fokus steht. Trotz der unterschiedlichen Schwerpunkte können den beiden Studien gemeinsame Ergebnisse formuliert werden: Der M. temporalis anterior reagiert generell sensitiver als der M. masseter auf veränderte Aufbissbedingungen. Dies wird in der Studie von Baba et al. dadurch deutlich, dass sich nur der AI des anterioren M. temporalis signifikant bei den variierten Aufbissituationen unterschied. In der vorliegenden Studie traten ebenfalls fast ausschließlich beim M. temporalis signifikante Unterschiede bezüglich der Aufbissverteilung der okklusalen Interferenzen und vereinzelt bezüglich der Aufbissintensität auf. Daneben zeigte sich in beiden Studien eine signifikant unterschiedliche Reaktion des M. temporalis bei unilateraler Aufbisskonfiguration in Form einer erhöhten Aktivität des ipsilateralen Muskels und einer reduzierten Aktivität des Muskels der Gegenseite.

Das Ziel einer Studie von Wang et al. (2009) war es zu überprüfen, ob reversible okklusale Veränderungen die elektromyographische Aktivität des M. temporalis anterior sowie des M. masseter während kontrollierter, maximaler voluntärer Kontraktion (MVC) beeinflussen. Die 47 gesunden Probanden (Durchschnittsalter: $22,9 \pm 1,3$ Jahre) hatten die Aufgabe, mit maximaler voluntärer Kontraktion in interkuspider Position auf standardisierte Watterollen zu beißen. Dabei wurden sechs verschiedene okklusale Aufbisskonditionen getestet. In randomisierter Reihenfolge wurden die Watterollen einseitig rechts, einseitig links oder beidseitig entweder auf den ersten Prämolaren oder den ersten Molaren des Unterkiefers positioniert. Insgesamt zeigten sich signifikante Unterschiede bezüglich der Watterollen-Position (Prämolaren-Region versus Molaren-Region, unilateral versus bilateral), bezüglich der unterschiedlichen Muskeln sowie bezüglich Arbeits- und Balanceseite. Bei bilateraler Watterollen-Position in der Molaren-Region ergaben sich keine signifikanten Aktivitätsunterschiede zwischen M. masseter und M. temporalis anterior. In der Prämolaren-Region allerdings wurde beim M. masseter eine signifikant höhere EMG-Aktivität als beim M. temporalis anterior gemessen ($p=0,002$). Während des unilateralen Aufbisses war die Aktivität des M. temporalis anterior auf der Balanceseite immer geringer als die des M. masseter ($p<0,05$). Beim Vergleich von Arbeits- und Balanceseite wurde festgestellt, dass die EMG-Aktivität des M. temporalis anterior sowohl im Prämolaren- als auch im Molaren-Bereich auf der

Balanceseite signifikant niedriger war als auf der Arbeitsseite ($p < 0,05$). Beim M. masseter ergaben sich geringere Aktivitätswerte auf der Balanceseite nur beim Aufbiss in der Molaren-Region ($p < 0,05$), nicht jedoch in der Prämolaren-Region. Der Aufbiss auf die ersten Prämolaren führte im Vergleich zum Aufbiss auf die ersten Molaren fast ausschließlich zu geringerer EMG-Aktivität in beiden Muskeln, sowohl bei unilateraler als auch bei bilateraler Watterollen-Position. Unilaterales Aufbeißen war im Unterschied zum bilateralen Aufbeißen stets mit signifikant geringerer EMG-Aktivität auf der Balanceseite beider Muskeln ($p < 0,05$) und der Arbeitsseite des M. masseter ($p < 0,05$) assoziiert. Die Ergebnisse der Studie von Wang et al. (2009) zeigen, dass M. masseter und M. temporalis anterior bei gesunden Individuen während maximaler voluntärer Kontraktion (MVC) unterschiedlich auf okklusale Veränderungen reagieren. Die Autoren vermuten, dass die Veränderungen des Aktivitätslevels des M. masseter als Reaktion auf veränderte okklusale Veränderungen dem Ausgleich von Instabilitäten des Unterkiefers (z.B. durch unilateralen Aufbiss) während maximaler voluntärer Kontraktion dienen, um die Schädigung von anatomischen Strukturen zu verhindern. Der M. temporalis anterior scheint dagegen keine Rolle bei der Kompensation von Instabilitäten zu spielen.

Auch die vorliegende Studie lässt die Schlussfolgerung zu, dass M. masseter und M. temporalis anterior unterschiedlich auf veränderte okklusale Bedingungen reagieren. Ebenso lässt sich in der vorgestellten Studie die erhöhte Aktivität des ipsilateralen M. temporalis beim einseitig konfigurierten Aufbiss nachweisen. Allerdings zeigten sich in der vorliegenden Studie fast ausschließlich signifikante Unterschiede in der Reaktion des M. temporalis anterior und im Gegensatz zu den Ergebnissen Wangs blieb der M. masseter in seinem Kontraktionsverhalten während veränderter Aufbissbedingungen vorwiegend stabil. Dass in diesem Aspekt gegensätzliche Ergebnisse in Wangs Studie und der vorliegenden Arbeit festzustellen sind, kann mehrere Gründe haben. Zum einen unterschieden sich die verwendeten okklusalen Veränderungen deutlich in ihrer Beschaffenheit: Die bei Wang et al. verwendeten Watterollen waren mit einem Durchmesser von 10 mm deutlich dicker als die in der vorliegenden Studie verwendeten 0,8 mm dicken Polykarbonatfolien. Dies führte bei einseitiger Aufbisslage vermutlich zu mehr Instabilität und stellte somit eine größere Herausforderung für den M. masseter dar, diese Instabilität auszugleichen. Außerdem sind Watterollen weicher und nachgiebiger und gleichen mögliche unbalancierte okklusale Kontakte sowie Zahn-

kippungen aus. Polykarbonatfolien dagegen geben in einem gewissen Maße das natürliche okklusale Relief wieder und stellen damit eine ungleichmäßigere Aufbissfläche dar. Zum anderen wurden in der Studie von Wang et al. die unterschiedlichen Aufbisskonditionen während der maximalen voluntären Kontraktion getestet, was den M. masseter als „Kraftmuskel“ in den Vordergrund treten lässt. In der vorliegenden Studie wurden im Gegensatz dazu submaximale Kräfte von 10% MVC und 35% MVC generiert. Eine weitere Gemeinsamkeit der vorliegenden Studie und der Arbeit von Wang et al. ergibt sich bei der Betrachtung des Einflusses der sagittalen Position der okklusalen Veränderungen: Bei Wang et al. ließen sich geringere EMG-Aktivitäten beider Muskeln beim Aufbiss im Prämolarenbereich im Vergleich zum Molarenbereich feststellen. Die vorliegende Studie kommt zu demselben Ergebnis; es treten vergleichsweise höhere Aktivitäten beim Aufbiss im posterioren Bereich auf. Auch der Vergleich von unilateralem und bilateralem Aufbiss fiel bei beiden Studien ähnlich aus: Bei Wang et al. ging ein unilateraler Aufbiss mit niedrigerer EMG-Aktivität auf der Balanceseite beider Muskeln und der Arbeitsseite des M. masseter einher und auch die vorliegende Studie belegt, dass ein beidseitig konfigurierter Aufbiss bei beiden Muskeln zu insgesamt höheren Aktivitätsmittelwerten führt.

Die Studie von Forrester et al. aus dem Jahr 2010 beschäftigte sich mit der Analyse der neuromuskulären Funktion der Kaumuskulatur (M. temporalis anterior beidseits, M. masseter superficialis, M. sternocleidomastoideus, M. digastricus anterior, M. trapezius) unter einer Reihe unterschiedlicher okklusaler Bedingungen bei 41 gesunden, bezahnten Probanden. Die Probanden führten hierbei maximale voluntäre Kontraktionen unter Verwendung von Watterollen, Holz-Zungenspateln und eines speziellen anterioren Bissstopps unter neun verschiedenen uni- und bilateralen sowie rein anterioren okklusalen Aufbissbedingungen aus. Forrester et al. stellten die Hypothese auf, dass variierte Unterkiefer-Positionen mit unterschiedlichen Aufbisspunkten zu veränderter Aktivität, verändertem Symmetriegrad und verändertem Koordinationsmuster der Kaumuskulatur führen. Die Forschungsgruppe stellte fest, dass der M. temporalis anterior beim Aufbiss auf die natürliche Dentition ohne Interferenz eine höhere Aktivität zeigte als der M. masseter superficialis. Beim Aufbiss auf bilateral posterior positionierte Watterollen stieg die Masseter-Aktivität an, sodass sich eine Balance zwischen M. temporalis anterior und M. masseter superficialis einstellte. Bei den unilateralen posterioren Kontakten sank die Aktivität des kontralateralen M. temporalis anterior,

wogegen die Aktivität des ipsilateralen M. temporalis anterior und des bilateralen M. masseter superficialis den beim natürlichen Aufbiss gemessenen Werten entsprach. Insgesamt konnte für die bilateral posterioren Aufbissbedingungen die höchste Muskelaktivität von M. masseter und M. temporalis nachgewiesen werden. Die Autoren vermuten deshalb eine Beeinflussung der Muskelaktivität durch geometrische Faktoren und Feedbackmechanismen des parodontalen Ligaments. Auch die Koordination der Muskelaktivierung erfolgte bei den bilateral posterioren Aufbissbedingungen symmetrischer und balancierter. Des Weiteren wurden eine einheitlichere Muskelaktivität und einheitlichere Koordinationsmuster bei einer weicheren Aufbissoberfläche/-konsistenz (Aufbiss auf Watterollen) nachgewiesen, weshalb Forrester et al. dem Aufbiss auf weiche Substanz repräsentativere Aktivierungsmuster der Muskulatur zuschreiben.

Die vorliegende Studie weist einige Gemeinsamkeiten mit der Studie von Forrester et al. auf. In beiden Studien wurden sowohl anteriore als auch posteriore und sowohl bilaterale wie auch unilaterale Aufbissituationen simuliert. Und auch das Ergebnis beider Studien enthält eine ähnliche Tendenz: Der M. temporalis anterior reagiert differenzierter als der M. masseter auf veränderte Aufbissbedingungen (erhöhte Aktivität auf der Arbeitsseite bei unilateral posteriorem Aufbiss). Am deutlichsten wird dies im Vergleich von unilateraler und bilateraler Aufbissituation. Auch die höheren Muskelaktivitäten beim Aufbiss im posterioren Bereich und bei bilateraler Aufbissverteilung finden sich in beiden Studien wieder. Allerdings ist die Vergleichbarkeit der Studien generell limitiert, da sich die vorliegende Studie mit submaximalen Aufbissintensitäten beschäftigte, wohingegen in der Studie von Forrester et al. maximale Kräfte erzeugt wurden. Darüber hinaus wurden in den verglichenen Studien deutlich unterschiedlich beschaffene okklusale Interferenzen verwendet.

Die vorliegende Arbeit ist Teil einer Gesamtstudie (Kravchenko-Oer et al., 2018). Einen anderen Schwerpunkt innerhalb dieser Gesamtstudie behandelte Ostermann (2017). Auch hier war das Ziel, die Wirkung verschiedener einseitiger und beidseitig transversaler okklusaler Veränderungen auf die elektromyographische Aktivität von M. masseter und M. temporalis anterior bei submaximalen Aufbissintensitäten von 10% und 35% der maximalen voluntären Kontraktion (MVC) zu untersuchen. Neben der Frage, ob

signifikante Aktivitätsunterschiede zwischen den Muskeln bei unterschiedlichen Aufbisspositionen und Aufbissintensitäten auftreten, sollte geklärt werden, wie reliabel sich die durch Oberflächen-Elektromyographie gewonnenen Muskelaktivitätswerte unter identischen Versuchsbedingungen in zwei aufeinander folgenden Untersuchungssitzungen (Abstand: mindestens 14 Tage) zeigen. An der Studie nahmen 20 funktionsgesunde Probanden (Durchschnittsalter: 25,3 Jahre) teil. Als okklusale Erhöhungen dienten 0,4 mm dicke, individuell für die Zähne des Unterkiefers hergestellte und zugeschnittene Polykarbonatfolien. Diese wurden reversibel in unterschiedlichen Kombinationen einseitig und beidseitig transversal auf die unteren Molaren, Prämolaren, Eck- und Frontzähne positioniert. Mittels visueller Feedbackkontrolle wurden während dreimalig wiederholter Aufbisse submaximale Kräfte von 10% und 35% MVC erzeugt. Zur Analyse der gemessenen Aktivitätswerte wurden Aktivitätsquotienten (Ratios) der homonymen Muskeln berechnet und eine zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Um die Reliabilität der muskulären Reaktionsweisen zu überprüfen, wurde der Intraklassenkoeffizient (ICC) bestimmt und für jede Aufbissposition Differenzen aus den mittleren Aktivitätswerten der Hauptuntersuchungen gebildet.

Generell zeigten sich primär für den M. temporalis signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Werten der Muskelaktivitätsquotienten bei den unterschiedlichen Aufbisspositionen, sowohl bezüglich der Aufbissverteilung (einseitig und beidseitig transversal) als auch bezüglich der Aufbissintensität (10% und 35% MVC). Für den M. masseter ergaben sich nur vereinzelt signifikante Unterschiede und zwar in Bezug auf die Wechselwirkung der Faktoren Aufbissposition und Aufbissverteilung in der ersten Hauptuntersuchung für 10% und 35% MVC. Der M. temporalis zeigte bei unilateraler Aufbissituation eine asymmetrische Aktivierung, die sich durch Aktivitätsunterschiede zwischen Arbeits- und Balanceseite manifestierte: Die Mediane der Aktivitätsquotienten des M. temporalis lagen bei der beidseitigen Aufbisskonfiguration sowohl bei 10% als auch bei 35% MVC bei ca. 1, während die Mediane bei einseitigen Aufbissen Werte von deutlich über 1 erreichten, insbesondere im Bereich P1 und P2. Eine Ausnahme fand sich in der 2. Hauptuntersuchung, in der der einseitige Aufbiss bei 35% MVC ebenfalls zu Medianen um ca. 1 führte. Die mittleren ICC-Werte der Quotienten des M. masseter von 0,3 und des M. temporalis von 0,4 weisen auf eine mäßige Reliabilität zwischen den beiden Hauptuntersuchungen hin. Die Differenzberechnung erbrachte unabhängig von Aufbissposition und Aufbissintensität erhöhte Muskelaktivitäten in der 2. Hauptuntersuchung. Daneben fanden sich große interindividuelle Unterschiede

beim submaximalen ein- und beidseitigen Aufbiss, insbesondere bei 35% MVC. Im Vergleich der Muskeln ergaben sich für den rechten und linken M. masseter und M. temporalis unabhängig von den einseitigen und beidseitigen Aufbisspositionen bei beiden Aufbissintensitäten ähnlich hohe Muskelaktivitäten. Der intensivere Aufbiss mit 35% MVC führte insgesamt zu höheren Muskelaktivitäten als der leichtere Aufbiss mit 10% MVC. Ein- und beidseitiger Aufbiss führten bei beiden Muskeln je nach Aufbissintensität zu ähnlichen Muskelaktivitäten.

Ostermann (2017) schloss aus ihren Ergebnissen, dass der Temporalis sensibler auf veränderte Aufbisspositionen und -intensitäten reagiert als der vorrangig Kraft generierende Masseter und damit die Funktion eines feinmotorischen und feinmodulierenden Muskels übernimmt. Aufgrund der insbesondere bei 35% MVC beobachteten hohen interindividuellen Variabilität bei ein- und beidseitigen Aufbissen stellt sie die Vermutung auf, dass M. masseter und M. temporalis keinen generellen Reaktionsmustern folgen, sondern mit individuellen Strategien auf variierende Aufbissituationen bei submaximalen Intensitäten reagieren. Als mögliche Ursachen für die erhöhten Aktivitäten in der zweiten Hauptuntersuchung diskutiert sie die zu geringe Anzahl der wiederholenden Untersuchungssitzungen, einen zu großen zeitlichen Abstand zwischen den Sitzungen oder ein Anpassungsphänomen an die Provokationsübung in Form einer muskulären Versteifung.

Die vorliegende Studie liefert mit wenigen Ausnahmen identische Ergebnisse. Es fanden sich auch hier vorwiegend für den M. temporalis signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Aktivitätsquotienten bei unterschiedlichen Aufbisspositionen bezüglich der Aufbissverteilung und der Aufbissintensität, für den M. masseter ergaben sich insgesamt dagegen nur vereinzelt signifikante Unterschiede. Ebenfalls ließ sich beim einseitig konfigurierten Aufbiss eine asymmetrische Aktivierung des M. temporalis anterior insofern feststellen, als dass der M. temporalis der Arbeitsseite erhöhte Aktivitäten im Vergleich zum Muskel der Balanceseite zeigte. Bei der ICC-Berechnung konnte in beiden Studien insgesamt nur eine mäßige Reliabilität der Muskelaktivitätswerte, dabei aber eine relativ erhöhte Anzahl an Intraklassenkoeffizienten, die eine mittlere und hohe Reliabilität anzeigen, beim M. temporalis festgestellt werden. Allerdings lagen die ICC-Werte der vorliegenden Studie mit durchschnittlich 0,57 beim M. masseter und 0,56 beim M. temporalis deutlich höher als die durchschnittlichen ICC-Werte bei Ostermann (2017) mit durchschnittlich 0,3 beim M. masseter und 0,4 beim

M. temporalis. Ein weiterer Unterschied der Studien ist, dass Ostermann ähnliche Muskelaktivitäten beim M. masseter und M. temporalis unabhängig von der Aufbissverteilung herausstellen konnte, in der vorliegenden Studie dagegen ergaben sich für den M. temporalis bei beiden Aufbisskonfigurationen insgesamt geringere Aktivitätsmittelwerte als beim M. masseter und der beidseitig konfigurierte Aufbiss führte bei beiden Muskeln insgesamt zu höheren Aktivitätsmittelwerten.

Zusammenfassend sprechen beide Studien für eine höhere Sensitivität des vermutlich feinmodulierenden M. temporalis im Vergleich zum eher Kraft generierenden M. masseter und für eine Verwendung individueller Strategien als Reaktion auf veränderte Aufbissbedingungen im Gegensatz zu den von MacDonald et al. (1984) vermuteten Standardreaktionsmustern. Eine Muskelversteifung als Anpassungsversuch an Provokationsübungen, um die insgesamt mäßige Realibilität und die höheren Aktivitätswerte in der 2. Untersuchungssitzung zu erklären, wird ebenfalls von beiden Autoren diskutiert. Die unterschiedliche Foliendicke (0,8 mm versus 0,4 mm), die die beiden Studien voneinander differenziert, scheint keinen signifikanten Einfluss auf die Reaktionsweisen des Masseters und des Temporalis zu haben.

5.1.2 Studien mit unilateraler Position der okklusalen Veränderungen

Im Folgenden werden die Studien von Learreta et al. (2007), Schindler et al. (2009), Wang et al. (2010), Sheikholeslam et al. (1983) und Michelotti et al. (2005) diskutiert, da diese den Einfluss nur einseitig positionierter okklusaler Veränderungen bei gesunden Probanden untersuchten.

Die Studie von Learreta et al. aus dem Jahr 2007 hatte das Ziel, den Einfluss einseitiger Vorkontakte auf die elektromyographische Reaktion des M. masseter, M. temporalis anterior, M. digastricus anterior und M. trapezius zu bestimmen. Für jeden Probanden wurden für die Zähne 17, 14, 13 und 11 individuelle Kronen mit einer okklusalen Dicke von 0,4 mm erzeugt. Das Oberflächen-Elektromyographie-Messgerät wurde mit dem T-Scan-System verbunden. T-Scan ist ein elektronisches System, das mit Hilfe eines Druckrezeptors die Lage okklusaler Kontakte bestimmt und diese visualisiert. Die Probanden wurden angewiesen, die Aufbissaufgaben mit maximaler voluntärer Kontraktion durchzuführen. Bei den Messungen wurden folgende Beobachtungen gemacht: Beim M. temporalis anterior, M. masseter und M. digastricus anterior

reduzierte sich die elektromyographische Aktivität durch das Einbringen der okklusalen Erhöhungen und zwar an allen Positionen (17, 14, 13 und 11). Besonders hoch war die Reduktion, wenn sich die Erhöhung an Position 17 befand, gefolgt von 14, 13 und 11. Im Seitenvergleich wurde festgestellt, dass beim Vorhandensein von Vorkontakten im Bereich der Zähne 11, 13, 14 und 17 signifikante Unterschiede zwischen dem rechten und linken M. temporalis anterior bestanden. Dies traf für den M. masseter nur beim Vorhandensein von Vorkontakten im Bereich der Zähne 14 und 17 und beim M. digastricus niemals zu. Learreta und Kollegen bestätigen mit ihren Ergebnissen, dass unilaterale okklusale Störungen asymmetrische Aktivitätsmuster im M. temporalis und M. masseter hervorrufen. Entsprechend der Ergebnisse von Baba et al. (1996) stellten die Autoren eine Reduktion der Aktivität des M. temporalis beim Vorhandensein von Vorkontakten fest. Zusammenfassend brachte die Studie von Learreta et al. das Ergebnis, dass Vorkontakte mit einer Dicke von 0,4 mm zu Muskelaktivitätsstörungen führen. Dies zeigte sich in Form einer signifikanten Aktivitätsreduktion des M. temporalis anterior, M. masseter und M. digastricus, was die Autoren auf eine Veränderung der Schmerzwahrnehmung und der daraus resultierenden Vermeidung einer maximalen Kontraktion zurückführen.

Auch in der vorliegenden Studie wurde unter anderem der einseitige Aufbiss auf okklusale Erhöhungen mit ähnlicher Dicke (0,8 mm) in verschiedenen Zahnregionen simuliert. In der Studie von Learreta et al. (2007) führten diese Erhöhungen dazu, dass die Probanden nicht in der Lage waren, die verlangten Aufbissaktivitäten zu generieren. In der vorliegenden Studie schafften es die Probanden dagegen problemlos, die geforderten Aufbissintensitäten zu erreichen. Dies ist vermutlich damit zu erklären, dass die in der vorliegenden Studie geforderten submaximalen Intensitäten von 10% und 35% MVC trotz okklusaler Interferenz deutlich einfacher auszuführen waren als maximale Kontraktionen. Dass der M. temporalis auf einseitige okklusale Erhöhungen signifikant unterschiedlich und mit deutlicher Asymmetrie in Form von höheren Aktivitäten auf der Arbeitsseite reagiert, konnte in der vorliegenden Studie ebenfalls nachgewiesen werden. Für den M. masseter wurden allerdings im Gegensatz zu Learreta et al. (2007) keine signifikanten Veränderungen gefunden.

Schindler et al. untersuchten 2009 in einer klinisch-experimentellen Studie, wie einseitige okklusale Veränderungen (z.B. nach umfassenden prothetischen Rekonstruktionen) das Gleichgewicht der Kraftübertragung zwischen Ober- und Unterkiefer, die Ko-Kontraktionen der Kaumuskulatur sowie die Belastung des Kiefergelenkes beeinflussen. Ein simuliertes Gleichgewicht (ein vorderes und zwei posteriore Kraftübertragungspunkte integriert in eine Messapparatur) sollten mit der Kraftübertragung während der natürlichen Interkuspitation verglichen werden. Hierzu wurden die 10 funktionsgesunden, männlichen Probanden aufgefordert, mit Hilfe einer visuellen Feedbackkontrolle definierte submaximale Kräfte zu erzeugen. Dies erfolgte zunächst auf die symmetrisch ausbalancierte Messapparatur, dann wurde der rechte posteriore Aufbisspunkt nach und nach angehoben, indem kleine Stahlplatten mit einer Dicke von 50, 100, 200 und 300 μm in randomisierter Reihenfolge hinzugefügt wurden. Alle Tests wurden immer exakt mit einer Kraft von 150 Newton durchgeführt. Die statistische Analyse ergab signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den EMG-Messungen der linken und rechten Seite bei den verschiedenen asymmetrisch balancierten Aufbissbedingungen. Bei den verschiedenen Muskeln führten unterschiedliche, die Aufbissituation variierende Plattendicken zu signifikanten Unterschieden. Der ipsilaterale M. temporalis anterior und M. temporalis posterior zeigten eine leichte Reduktion ihrer Aktivität bei der Erhöhung der vertikalen okklusalen Kontakte. Der kontralaterale M. temporalis anterior sowie M. masseter und M. pterygoideus medialis zeigten eine schrittweise Erhöhung ihrer elektromyographischen Aktivität bis hin zur Plattendicke von 200 μm (M. masseter) beziehungsweise 300 μm (M. pterygoideus medialis und kontralateraler M. temporalis anterior). Der M. temporalis posterior zeigte auf beiden Seiten ein umgekehrtes Muster. Bei einer Plattendicke von 500 μm verlor der Kraftübertragungspunkt seinen Kontakt, was dazu führte, dass der kontralaterale M. temporalis und der M. masseter einen signifikanten Abfall der EMG-Aktivität ($p < 0,05$) im Vergleich zur 200 bzw. 300 μm dicken Platte verzeichneten. Außerdem wurde nun die Aktivität fast aller homonymen Muskeln symmetrischer zwischen ipsilateraler und kontralateraler Seite ausbalanciert. Zusammenfassend stellten Schindler et al. fest, dass einseitige, vertikale Veränderungen des Kieferabstandes, die zu einem Wechsel zwischen gleichmäßiger und ungleichmäßiger Balance der okklusalen Kontaktbeziehungen führen, einen signifikanten Einfluss auf die bilateralen Ko-Kontraktionsmuster der Kaumuskulatur, die Belastungsverteilung in den Kiefergelenken und die Lage des Ausgangspunktes des Kraftvektors haben.

Der vorliegenden Studie und den Untersuchungen von Schindler et al. (2009) gemeinsam ist der submaximale, mittels visuellem Feedback kontrollierte Aufbiss. In beiden Studien finden sich signifikante Unterschiede der elektromyographischen Aktivität des M. temporalis anterior zwischen unilateralen (entspricht in etwa der ungleichmäßigen Balance der Kiefer) und bilateralen (entspricht in etwa der gleichmäßigen Balance der Kiefer) Aufbisssituationen. Bei Schindler et al. (2009) führte eine Erhöhung der Plattendicke auf 500 μm zu einer symmetrischer ausbalancierten Aktivität fast aller homonymen Muskeln. In der vorliegenden Studie wurde mit okklusalen Erhöhungen von 0,8 mm gearbeitet. Hier ergaben sich für den M. temporalis bei einseitiger Aufbisserrhöhung in der Region des 1. und 2. Molaren Mediane der Aktivitätsquotienten von ca. 1,7-1,9 (10% MVC) und ca. 1,5 (35% MVC). In der Studie von Ostermann (2017) unter der Verwendung 0,4 mm dicker Folien ergaben sich für diese Situation beim leichten Aufbiss (10% MVC) höhere Mediane von ca. 1,9-2,4 und beim festen Aufbiss (35% MVC) fast gleich hohe Mediane von 1,4-1,5. Es kann also beim leichten Aufbiss mit 10% MVC tendenziell eine von Schindler et al. (2009) beschriebene symmetrischere Aktivierung bei Vergrößerung der Distanz von der kontralateralen Abstützung festgestellt werden. Bei 35% MVC zeigten sich hingegen ähnlich hohe Mediane der Aktivitätsquotienten und damit keine Aktivitätsunterschiede bei unterschiedlichen Foliendicken. Die Vergleichbarkeit der Studien ist insgesamt aufgrund der zu unterschiedlichen Aufbissbedingungen begrenzt.

Wang et al. untersuchten im Jahr 2010 bei 21 gesunden Probanden im Alter zwischen 22 und 24 Jahren die Hypothese, dass reversible, unilaterale Okklusionsveränderungen das elektromyographische Aktivitätsniveau des M. temporalis anterior und des M. masseter während maximaler voluntärer Kontraktion in zentrischer und exzentrischer Position beeinflussen. Die Probanden wurden dazu aufgefordert, die verschiedenen Aufbisstests mit maximaler Aufbisskraft durchzuführen. Um die Aufbisssituationen zu modifizieren, wurden standardisierte Watterollen mit der Längsachse in bukko-lingualer Richtung auf die Zahnreihen positioniert. Es wurden beidseitig jeweils fünf verschiedene unilaterale Aufbissvariationen getestet. Die Auswertung der Daten erfolgte im Hinblick auf das Geschlecht der Probanden, die Aufbissseite, den Aufbiss mit versus ohne Watterolle, den zentrischen versus den exzentrischen Aufbiss und die Watterollenposition in der Molaren- oder Prämolaren-Region. Sowohl der Geschlechterver-

gleich als auch der Seitenvergleich ergaben keine signifikanten Unterschiede. Bezüglich der anderen oben genannten Faktoren wurden allerdings signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) gefunden. Die elektromyographische MVC-Aktivität von M. masseter und M. temporalis anterior beider Seiten war beim exzentrischen Aufbiss ohne Watterolle signifikant geringer als beim exzentrischen Aufbiss mit Watterolle ($p < 0,043$). Bei der Positionierung der Watterolle im Prämolaren-Bereich ergaben sich für beide Muskelpaare sowohl beim exzentrischen als auch beim zentrischen Aufbiss signifikant niedrigere Aktivitätswerte im Vergleich zur Positionierung der Watterolle im Molaren-Bereich ($p < 0,013$). Im Bereich des M. temporalis anterior war die EMG-Aktivität stets signifikant geringer auf der Balanceseite als auf der Arbeitsseite ($p < 0,001$). Diese Beobachtung ließ sich auch für den M. masseter machen, allerdings nur beim zentrischen Aufbiss auf eine Watterolle im Molaren-Bereich ($p = 0,024$). Beim Vergleich des zentrischen mit dem exzentrischen Aufbiss ließ sich kein signifikanter Unterschied im Bereich des M. masseter feststellen. Dagegen wurde für den M. temporalis anterior eine geringere EMG-Aktivität beim exzentrischen Aufbiss im Vergleich zum zentrischen Aufbiss nachgewiesen, wenn sich die Watterolle im Bereich der Molaren befand ($p = 0,026$). Insgesamt schlossen Wang et al. (2010) aus diesen Beobachtungen, dass stabile okklusale Verhältnisse (erzeugt durch die Insertion einer Watterolle) eine hohe Kraftentwicklung und damit eine hohe elektromyographische Aktivität der Kieferschließer M. masseter und M. temporalis anterior sowohl beim exzentrischen als auch beim zentrischen Aufbiss unterstützen. Außerdem vermuten die Autoren, dass die beiden Muskeln eine unterschiedliche Rolle bei der In-Balance-Haltung des Unterkiefers während des unilateralen, maximalen Aufbisses spielen und funktionelle Unterschiede während des Kauens aufweisen. An dieser Stelle weisen Wang et al. jedoch auf die Grenzen ihrer Studie hin, da es nicht möglich sei, mittels Oberflächen-Elektromyographie jeder einzelnen Muskel-Untereinheit eine individuelle Rolle in der Balancehaltung des Unterkiefers während des Beißens und Kauens zuzuweisen. Vielmehr könne nur das Zusammenspiel von Aktivitätsmustern der Muskelgruppen repräsentiert werden. Darüber hinaus erwähnen Wang et al. auch den möglichen Einfluss der Watterollen auf die Biomechanik des Kiefergelenks und damit auf die Aktivierung der Kieferelevatoren (Veränderung des Winkels des Kondylus in der Fossa).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterstützen die These, dass M. masseter und M. temporalis funktionelle Unterschiede beim Beißen und Kauen aufweisen. Es finden sich auch hier sowohl die erhöhte Aktivität beider Muskeln beim Aufbiss im posterioren

Bereich im Vergleich zum Aufbiss im anterioren Bereich wie auch die erhöhte ipsilaterale Temporalisaktivität beim unilateralen Aufbiss. Jedoch schränken die großen Unterschiede im Versuchsaufbau eine Vergleichbarkeit der Studien ein. Zum einen wurde in der Studie von Wang und Kollegen der Fokus auf die Stabilhaltung des Unterkiefers während des zentrischen und exzentrischen Aufbisses durch die Interposition von Watterollen gelegt. In der vorliegenden Studie wurde dagegen nur der zentrische Aufbiss simuliert und durch die geringe Dicke der verwendeten Polykarbonatfolien entstanden keine größeren Instabilitäten während des Aufbisses. Hier stand eher der modifizierende Charakter von Aufbissintensität, Aufbissposition und Aufbissverteilung im Vordergrund. Zum anderen wurden in Wangs Untersuchung maximale Aufbisskräfte generiert, während in der vorliegenden Studie auf submaximalem Niveau, nämlich bei 10% MVC bzw. 35% MVC, aufgebissen wurde. Abschließend ist die Gemeinsamkeit beider Studien hinsichtlich des deutlichen funktionellen Unterschiedes zwischen M. masseter und M. temporalis beim Beißen und Kauen herauszustellen.

Ebenfalls mit einseitig positionierten okklusalen Veränderungen arbeiteten Sheikholeslam et al. 1983 und Michelotti et al. 2005, allerdings ließen sie diese über einen längeren Zeitraum in situ und untersuchten so Langzeiteffekte der okklusalen Erhöhungen auf die Kaumuskulatur.

Das Ziel der Studie von Sheikholeslam und Kollegen aus dem Jahr 1983 war die quantitative Untersuchung von Langzeiteffekten okklusaler Störkontakte auf das Aktivierungsmuster von M. temporalis anterior und M. masseter bei interkuspidaler Position und unter submaximalen und maximalen Aufbissbedingungen. Als Interferenz diente eine runde Amalgam-Füllung mit einem Durchmesser von 2 mm und einer Höhe von ca. 0,5 mm, die auf dem 1. rechten Oberkiefer-Molaren platziert und für eine Woche getragen wurde. Zunächst erfolgte ein submaximaler Aufbiss, z.B. in Form einer langsam gesteigerten Muskelaktivität auf fast 20% der maximalen Anstrengung des rechten M. temporalis anterior, der hierbei den Referenzmuskel darstellte. Dann wurden die Probanden aufgefordert, so fest wie möglich für eine Sekunde zusammenzubeißen. Die EMG-Registrierung fand vor der Insertion, sowie 1 Stunde, 48 Stunden und 1 Woche nach der Insertion der Amalgamfüllung statt. Ebenfalls gemessen wurde kurz vor und direkt nach der Elimination der Amalgamfüllung. Ein Ergebnis der Studie war, dass in weniger als 12 Stunden nach der Insertion des okklusalen Störkontaktes bei 8

Individuen Symptome von funktionellen Störungen auftraten. Innerhalb einer Woche verlor die Amalgamfüllung durch Abrasion an Höhe und somit reduzierten sich auch die Anzahl der Probanden mit Symptomen sowie die Symptome selbst. Bei vier dieser acht Individuen persistierten die Symptome in milder Form über die Tragezeit der Amalgamfüllung hinaus, verschwanden aber innerhalb einer Woche nach Entfernung der Füllung. Weiterhin stellte man fest, dass die okklusale Störung bei nahezu allen Probanden beim submaximalen Aufbiss dazu führte, dass das Aktivitätsmuster im M. temporalis anterior und M. masseter deutlich asymmetrischer und unkoordinierter wurde. Dies galt für alle Messzeitpunkte. Je länger die Störung persistierte, desto mehr war von dieser Störung der M. temporalis anterior betroffen. Beim maximalen Aufbiss zeigte sich sowohl nach 1 Stunde als auch nach 48 Stunden nach Insertion der störenden Füllung eine signifikant reduzierte elektromyographische Aktivität aller Muskeln beider Seiten. Nach 1 Woche war nur noch die rechte (ipsilaterale) Seite von der reduzierten Muskelaktivität betroffen. Direkt nach der Entfernung der Störung wurde bei allen Probanden das ehemals asymmetrische EMG-Muster beim submaximalen Aufbiss symmetrischer. Beim maximalen Aufbiss stieg die Muskelaktivität in interkuspida-ler Position signifikant. 1-4 Wochen nach der Entfernung der okklusalen Störung ergab sich mit Ausnahme eines Probanden bei allen Studienteilnehmern kein statistischer Unterschied im Vergleich zu den EMG-Werten des maximalen Aufbisses vor der Inse-rtion. Als Grund für die Veränderung von Muskelaktivität und Aktivierungssymmetrie/-koordination durch eine okklusale Störung vermuten Sheikholeslam und Riise zum ei-nen eine Aktivierung unterschiedlicher Anteile von parodontalen Mechanorezeptoren bei unterschiedlichen Aufbisssituationen, die dann ein verändertes parodontales Feed-back an die Motoneuronen und die höheren Zentren des Gehirns senden. Zum ande-ren vermuten sie, dass eine Reduktion der Anzahl von in Kontakt stehenden Zähnen und damit eine veränderte Kraftverteilung eine gestörte Koordination und eine reduzierte Muskelaktivität zur Folge haben könnte. Neben diesen beiden Vermutungen dis-kutieren Sheikholeslam und Riise außerdem eine veränderte Belastungsrichtung der parodontalen Rezeptoren, eine Verlagerung der kondylären Position sowie psycholo-gische Faktoren (Angst vor Schmerzen, „Schonhaltung“). Zusammenfassend schlie-ßen die Autoren, dass parodontale Rezeptoren wahrscheinlich das Muskelaktivie-rungsmuster von M. temporalis anterior und M. masseter während des maximalen und submaximalen Aufbisses modifizieren und dass Störungen des Inputs auf parodontale Rezeptoren gleichzeitig zu funktionellen Störungen des stomatognathen Systems füh-ren.

Die vorliegende Studie unterscheidet sich in einigen wesentlichen Punkten von der Studie von Sheikholeslam und Kollegen. Trotz unterschiedlicher Positionierung und Tragezeit der okklusalen Erhöhung(en) ist aber beiden Studien gemeinsam, dass die simulierten Störkontakte vor allem die Reaktion des M. temporalis signifikant verändern und ihn somit als sensitiveren Muskel im Vergleich zum M. masseter definieren.

Michelotti und Kollegen gingen in einer Studie aus dem Jahr 2005 der Fragestellung nach, wie okklusale Veränderungen/Störungen die habituelle Aktivität des M. masseter beeinflussen und ob diese Veränderungen zu kranio-mandibulären Störungen (CMD) führen. Um diese These zu untersuchen, befanden es die Autoren für notwendig, eine Langzeitmessung der Kaumuskelaktivität in einem für die Probandinnen gewohnten Umfeld durchzuführen, da sie vermuteten, dass experimentelle Laborbedingungen die Muskelaktivität beeinflussen könnten. Als okklusale Störungen dienten auf die unteren ersten Molaren der bevorzugten Kauseite geklebte Goldfolien. Es wurde unterschieden zwischen einer aktiven Störung, die auf die Kaufläche geklebt wurde und die die interkuspale Position, nicht aber die Latero- und Protrusion störte und einer Dummy-Störung, die auf die vestibuläre Fläche desselben Zahnes geklebt wurde und die interkuspale Position nicht beeinträchtigte. Jede Probandin durchlief vier verschiedene Aufbissbedingungen während insgesamt sechs Wochen. Die aktive und die Dummy-Störung blieben jeweils für 8 Tage im Mund der Probandinnen. Es wurde die Muskelaktivität des zur okklusalen Störung ipsilateralen M. masseter mittels eines tragbaren Elektromyographie-Messgerätes aufgezeichnet. Muskelschmerzen, Kopfschmerzen, aktuelles Stresslevel und okklusale Beschwerden wurden mittels einer 100-mm visuellen Analogskala (VAS) (Michelotti et al., 2000) täglich erfasst. Darüber hinaus wurde die Anzahl und Verteilung der okklusalen Kontakte mit Hilfe von 0,05 mm dicken Plastikstreifen registriert. An vier Tagen führten zwei verblindete Prüfer CMD-Untersuchungen durch. Die Messungen ergaben, dass die Anzahl der Aktivitätsperioden des M. masseter pro Stunde und ihre Durchschnittsamplitude unter der Bedingung mit aktiver Störung signifikant sanken, wogegen die Durchschnittsdauer nicht signifikant variierte. Die durchschnittliche Anzahl der Aktivitätsperioden pro Stunde während der ersten zwei Tage der Bedingung mit aktiver Störung waren signifikant geringer als diejenigen während der ersten zwei Tage der Bedingung mit Dummy-Störung. Die VAS-Werte für Kopfschmerzen und orofaziale Schmerzen veränderten sich im Laufe der Studie nicht signifikant, wobei Letztere immer bei Null lagen. Keine der Probandinnen

entwickelte im Verlauf der Untersuchung eine CMD und die Gelenk- und Muskelparameter veränderten sich nicht. Zahnbeschwerden stiegen signifikant an, nachdem die aktive Störung eingesetzt worden war. Zusammenfassend lässt sich herausstellen, dass aktive okklusale Störungen bei gesunden Frauen zu einer Beeinflussung des täglichen Aktivitätsmusters des M. masseter führen. Im Gegensatz zu der „Hyperaktivitäts-Hypothese“ von Ramfjord (Ramfjord, 1961) wurde ein Absinken der Anzahl der Aktivitätsperioden in den ersten zwei Tagen nach Applikation der aktiven Störung beobachtet, was Michelotti et al. mit einem Vermeidungsverhalten der Probandinnen erklären. Danach kam es aber wieder zu einem allmählichen Anstieg bis hin zu den Werten während der störungsfreien Bedingung und auch die wahrgenommenen Zahnbeschwerden, die mit der Reduktion der Aktivitätsperioden einhergingen, nahmen wieder ab. Dies erklären die Autoren mit einer Adaptation der Subjekte an den okklusalen Höhenunterschied. Die Autoren weisen auf eine sehr gute Adaptationsfähigkeit der Probandinnen auf die okklusalen Veränderungen hin, räumen aber ein, dass CMD-Patienten und psychisch beeinträchtigte Probandinnen womöglich anders reagieren könnten. Laut der Ergebnisse von Michelotti et al. führen experimentelle okklusale Störungen also zu einer Reduktion der habituellen elektromyographischen Aktivität des M. masseter in einem natürlichen und vertrauten Umfeld.

Da bei der vorliegenden Studie keine Langzeitmessung, sondern pro Proband zwei Einzelmessungen vorgenommen wurden, verschiedene einseitig und beidseitig transversale Aufbissbedingungen nacheinander simuliert und experimentelle submaximale Aufbisse durchgeführt wurden, ist es schwierig die beiden Studien miteinander zu vergleichen. Außerdem untersuchten Michelotti et al. nur den ipsilateralen M. masseter, die vorliegende Studie jedoch konzentriert sich auf die beidseitigen Mm. masseter und Mm. temporales anteriores. In der vorliegenden Studie konnten keine generell signifikanten Veränderungen in der Muskelaktivität des M. masseter beim Aufbiss auf okklusale Erhöhungen nachgewiesen werden. Lediglich die Aktivität des M. temporalis zeigte generell signifikante Unterschiede.

5.2 Methodenkritik

5.2.1 Probanden

Die Rekrutierung der 21 funktionell gesunden, vollbezahnten Probanden erfolgte nach strengen Ein- und Ausschlusskriterien, welche durch eine sorgfältige klinische Funktionsuntersuchung, einschließlich einer Muskel- und Gelenkpalpation, unter Berücksichtigung der RDC/TMD-Kriterien (Dworkin et al., 1992, s. Kap. 3 „Material und Methoden“) geprüft wurden. Um beide Geschlechter gleichermaßen zu berücksichtigen, wurde bei der Rekrutierung ein Geschlechterverhältnis von etwa 1:1 angestrebt. Hinsichtlich der Probandenrekrutierung kritisch zu beleuchten ist das junge Durchschnittsalter (24,7 Jahre) der Studienteilnehmer. Die gewonnenen Erkenntnisse der Studie können nicht exakt auf ältere Patienten, die ja hauptsächlich mit umfassenden prothetischen Versorgungen konfrontiert sind, übertragen werden. So ist zum einen eine mit dem Alter reduzierte maximale Beißkraft (Bakke, Holm et al., 1990; Hatch et al., 2001) und eine geringere allgemeine Adaptationsfähigkeit an Veränderungen der intraoralen Situation bei älteren Menschen (Müller und Hasse-Sander, 1993) zu beachten.

5.2.2 Standardisierung

Die Messungen wurden jeweils in zwei Sitzungen (Hauptuntersuchung 1 und 2) im Abstand von möglichst 14 Tagen vorgenommen, wobei darauf geachtet wurde, dass standardisierte Bedingungen herrschten: Der Ablauf der Messungen folgte einem standardisierten Protokoll und es wurde dafür Sorge getragen, dass während jeder Sitzung die gleiche, ruhige Atmosphäre im Raum herrschte. Auch eine Standardisierung des EMG-Signals und der Elektrodenapplikation wurde durchgeführt (s. Kap. 5.2.3 „Messmethode und verwendete Messgeräte“).

5.2.3 Messmethode und verwendete Messgeräte

Für die Messung wurde das 4-Kanal-Oberflächen-Elektromyographie-Modul EMG 4 des JMA-Systems (Fa. Zebris Medical, Isny, Allgäu) verwendet. Die Oberflächen-Elektromyographie allgemein stellt ein „geeignetes Instrument der neuromuskulären

Funktionsanalyse im zahnärztlichen Bereich dar, das in Verbindung mit einer fundierten und gewissenhaften klinischen Befunderhebung und unter Beachtung spezifischer Empfehlungen objektivier- und dokumentierbare, valide und reproduzierbare Informationen über den individuellen Funktionszustand der Kaumuskulatur eines Patienten liefern vermag“ (Hugger et al., 2012). Wichtig ist dabei, dass eine Standardisierung des EMG-Signals erfolgt (Winter, 1991). Inwiefern eine Standardisierung des EMG-Signals erfolgen sollte, kann aus der Studie von Botelho et al. aus dem Jahr 2011 entnommen werden: Es wird in der Schlussfolgerung empfohlen, zur Gewinnung einer Referenzaktivität maximale voluntäre Kontraktionen von den Probanden durchführen zu lassen. Außerdem wird ein konstantes, standardisiertes Ablaufprotokoll gefordert, damit eine korrekte und effiziente Analyse der Daten erfolgen kann (Botelho et al., 2011). Auch in der vorliegenden Studie wurden oben genannte Maßnahmen ergriffen, um vergleichbare und valide Werte zu garantieren. Allerdings ist zu beachten, dass die Standardisierung nur auf den M. masseter bezogen erfolgte. Anhand seiner Aktivität wurden die Referenzaktivitäten 10% MVC und 35% MVC im Vorversuch empirisch bestimmt, um Äquivalente für leichtes und festes Zusammenbeißen zu bestimmen. Um die elektromyographische Aktivität der homonymen Muskeln M. masseter und M. temporalis abzuleiten, wurden selbstklebende, bipolare Silber/Silberchlorid-Einwegelektroden mit Gelbeschichtung verwendet. Der Vorteil dieser in der klinischen Praxis häufig verwendeten Oberflächenelektroden ist ein konstanter Interelektrodenabstand von 20 mm. Zudem wurden, um eine exakte Repositionierung der Elektroden in den folgenden Untersuchungssitzungen zu gewährleisten, Schablonen aus einer Kunststoff-Klarsichtfolie hergestellt, auf denen als Übertragungsorientierung sowohl die Elektroden-Mittelpunkte als auch die Tragus-Canthus-Linie markiert wurden. Die Haut über den Muskelbäuchen wurde vor der Elektrodenapplikation sorgfältig entfettet und gepeelt, um die Hautimpedanz für die Messungen zu minimieren.

5.2.4 Experimentelle okklusale Interferenzen

Die in Kapitel 5.1 vorgestellten Studien zeigen, dass in der Vergangenheit zahlreiche verschiedene Methoden verwendet wurden, um künstlich okklusale Störkontakte in den Mund der Probanden zu integrieren. So stellten Baba et al. (2000) und MacDonald et al. (1984) okklusale Stopps aus Acryl-Resin her, die im Mund der Probanden eingeschliffen wurden. Wang et al. verwendeten in ihren Studien von 2009 und 2010 Wat-

terollen und Forrester et al. nutzten in ihrer Studie 2010 neben Watterollen Holzzungenspatel und einen speziellen anterioren Bissstopp. Schindler et al. arbeiteten dagegen im Jahr 2009 mit reversiblen Stahlplatten definierter Dicken. In einigen Arbeiten wurden Restaurationen in Form von Kronen und Füllungen verwendet, die spezifische Vorkontakte erzeugten. Beispiele dafür sind die Studiengruppe um Learreta et al., die für ihre Studie von 2007 individuelle Kronen für ausgewählte Zähne herstellten und Sheikholeslam et al., die 1983 eine runde Amalgamfüllung mit einer Höhe von 0,5 mm verwendeten. Voraussetzung für solche Methoden sind allerdings vorhandene Substanzdefekte der Zähne, daher waren diese für die vorliegende Arbeit, die eine nicht invasive Methode erforderte, nicht geeignet. Eine nicht invasive Alternative sind additive Verfahren, wie adhäsive Kompositaufbauten (Ferrario et al., 2003) oder wie bei Michelotti et al. 2005 geklebte Goldfolien. Sowohl die Herstellung der zuvor einzuschleifenden Acryl-Resin-Stopps als auch der direkten Kompositerhöhungen erfordert vor der eigentlichen Messung ein wiederholtes Zusammenbeißen der Probanden, was eventuell zu unerwünschten antizipatorischen Anpassungsvorgängen führen könnte. Die individuell auf Unterkiefer-Hartgipsmodellen hergestellten und zahnbezogen zu recht geschnittenen Tiefziehfolien boten eine Reihe von Vorteilen. Die Reversibilität der Folien ermöglichte eine unkomplizierte und zeitsparende Simulation aller möglichen Aufbisskombinationen. Außerdem wurde durch ein gleichmäßiges Tiefziehverfahren für alle Probanden und jeden Zahn eine gleichmäßige Dicke erzielt, was die Reproduzierbarkeit der Aufbissbedingungen erhöhte. Im Gegensatz zum Aufbiss auf eine amorphe Struktur wie Watterollen erfolgte der Aufbiss auf eine strukturierte Oberfläche. Zu bedenken ist dabei, dass die strukturierte, dem okklusalen Relief der Unterkieferzähne angepasste Folienoberfläche zu diskreten Veränderungen der okklusalen Situation in Form einer Verlagerung der Unterkieferposition und damit zu kinematischen Effekten geführt haben könnte. Diese möglichen kinematischen Aspekte des Aufbisses wurden in der vorliegenden Studie nicht separat kontrolliert.

5.3 Interpretation der Ergebnisse

Bei der Auswertung des Datensatzes zeigte sich, dass die Aktivitätsquotienten der Mm. masseter bei einseitigen wie auch bei beidseitigen okklusalen Erhöhungen für die Aufbissintensitäten 10% MVC und 35% MVC keine generell statistisch signifikanten

Veränderungen zeigten. Es ergaben sich nur vereinzelt signifikante Unterschiede bezogen auf den Faktor Aufbissintensität ($p < 0,05$). Die Aktivitätsquotienten der Mm. temporales anteriores dagegen zeigten hinsichtlich der Aufbissverteilung signifikante Unterschiede zwischen unilateraler und bilateral transversaler Situation. Vereinzelt wurden auch signifikante Unterschiede zwischen 10% MVC und 35% MVC beobachtet. Der M. temporalis scheint im Vergleich zum M. masseter sensitiver auf unterschiedliche okklusale Erhöhungen und Aufbissaktivitäten im Sinne eines „fine-tunings“ zu reagieren und scheint die Rolle eines Feinmodulators beim Aufbiss zu spielen. Dass sich die Aktivitätsquotienten der Mm. masseter bei unterschiedlicher Verteilung der okklusalen Erhöhungen nicht signifikant veränderten, könnte darauf hinweisen, dass der M. masseter als reiner Kraftmuskel fungiert. Es ist auch zu beachten, dass das Feedback, also die Referenzintensitäten 10% MVC und 35% MVC als Äquivalente für leichtes bzw. festes Zusammenbeißen, aus der MVC der beiden Masseteren gewonnen wurde. Die Mm. temporales wurden bei dieser Kalibrierung nicht mit einbezogen. Dies kann als ein Grund für die geringere Variabilität der Aktivität des M. masseter gewertet werden.

Des Weiteren wurde bei beiden Muskeln festgestellt, dass sowohl beim einseitigen als auch beim beidseitig transversalen Aufbiss gehäuft größere Streuungen der Werte auftraten, und dass im Vergleich der unterschiedlichen Aufbisspositionen die Mediane deutlicher divergierten, wenn mit leichter Aufbissintensität (10% MVC) zusammengebissen wurde. Diese Beobachtung ist vermutlich damit zu erklären, dass der leichte Aufbiss allgemein schwieriger zu reproduzieren und konstant zu halten ist. Eine weitere Beobachtung war, dass sowohl beim M. masseter als auch beim M. temporalis größere Streuungen der Werte beim einseitigen Aufbiss auftraten. Dies könnte man mit einem durch die einseitige Erhöhung verursachten Ungleichgewicht bzw. instabileren Aufbiss erklären, was eine reproduzierbare Aktivität möglicherweise erschwerte. Für den M. temporalis konnten außerdem höhere und deutlicher voneinander abweichende Mediane beim einseitigen Aufbiss nachgewiesen werden. Die höheren Mediane der Temporalis-Aktivitätsquotienten weisen auf eine höhere Aktivität des M. temporalis auf der Arbeitsseite hin. Dies könnte man darauf zurückführen, dass der ipsilaterale M. temporalis in seiner Rolle als Feinmodulator durch die einseitige, etwas instabilere Aufbissituation besonders gefordert war und daher in besonderem Maße aktiv wurde.

Die ICC-Berechnung ergab im Durchschnitt für beide Muskeln nur eine mäßige Reliabilität der Ergebnisse in den zwei Hauptuntersuchungen. Um dies weiter zu beleuchten, wurden Differenzen aus den Aktivitätsmittelwerten der beiden Messsitzungen berechnet (μV -Wert der 1. Hauptuntersuchung minus μV -Wert der 2. Hauptuntersuchung), wobei linke und rechte Seite diesmal getrennt und nicht zu Quotienten zusammengefasst betrachtet wurden. Hierbei ergaben sich für den linken wie für den rechten M. masseter und M. temporalis signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungssitzungen bei einseitiger Aufbisskonfiguration und fast ausschließlich negative Mittelwerte der Differenzen, also höhere Aktivitäten, in der zweiten Messsitzung. Es ergaben sich außerdem teilweise sehr große Spannweiten der Werte, besonders beim festen Aufbiss (35% MVC). Die insgesamt mäßige Reliabilität der Aktivitätsquotientenwerte von M. masseter und M. temporalis in zwei Untersuchungssitzungen könnte mit einer zu geringen Anzahl der Probanden und der Untersuchungssitzungen erklärt werden. Eine Interpretation für die insgesamt großen Spannweiten der Werte könnte sein, dass Individuen unterschiedliche Strategien nutzen, um mit okklusalen Störkontakten umzugehen. Ein Teil reagiert bei der Messwiederholung mit weniger Aktivität, was mit einer Art Gewöhnung, oder sogar einem Übungseffekt an die veränderte Aufbissituation erklärt werden könnte; dieser Ansatz ist allerdings im Hinblick auf die Ergebnisse vielmehr kritisch zu sehen, da bei nur zwei Sitzungen ein Übungseffekt eher unrealistisch erscheint. Ein anderer Teil dagegen reagiert mit mehr Muskelaktivität, traut sich durch die jetzt vertraute, da wiederholte Situation vielleicht mehr zu und verwendet mehr Kraft beim Aufbiss. Die mäßigen ICC-Werte könnten also ein Ausdruck dafür sein, dass mehrere Effekte zusammenspielen. Offensichtlich bestehen große interindividuelle Unterschiede im muskulären Reaktions-/Aktivierungsmuster der Probanden und entgegen der These von MacDonald et al. scheint kein Standard-Reaktionsmuster bei submaximalen Kräften zu existieren, sondern vielmehr werden ganz individuelle Strategien und Reaktionsmuster des Einzelnen wirksam. Es ist allerdings auffällig, dass im Mittel die höhere Muskelaktivität in der zweiten Hauptuntersuchung überwiegt. Die Studie belegt also, dass offensichtliche Anpassungen an die okklusalen Veränderungen erfolgen.

Hellmann et al. führten im Jahr 2011 eine Studie zu Langzeit-Trainingseffekten bei motorischen Übungen der Kaumuskulatur durch. Es wurden ein- und beidseitige maximale voluntäre Kontraktionen, Balance-Übungen des Unterkiefers auf einem hy-

drostatischen System und einseitiges Kauen in drei Untersuchungsterminen untersucht. Es konnten keine Trainingseffekte für den maximalen Aufbiss und das einseitige Kauen nachgewiesen werden. Bei den Koordinationsaufgaben konnte dagegen ein signifikanter Langzeit-Trainingseffekt belegt werden, was sich in einer deutlichen Reduktion der Muskelaktivität in den zwei Wiederholungssitzungen manifestierte. In der vorliegenden Arbeit zeigte sich ein gegensätzlicher Effekt: Im Durchschnitt wurden überwiegend höhere Muskelaktivitäten, besonders beim M. temporalis, in der zweiten Hauptuntersuchung beobachtet. Eine Vermutung ist, dass die höheren Muskelaktivitäten in der zweiten Messsitzung durch eine Versteifung der Muskulatur, also durch eine Erhöhung des Muskeltonus, entstehen. Diese Versteifung der Muskulatur könnte den Probanden helfen, die Aufgaben besser zu bewältigen. Es erfolgt also, wie in der Studie von Hellmann et al. 2011, eine Anpassung an die Aufgabe. Die gegensätzlichen Anpassungsphänomene lassen sich damit erklären, dass es sich bei der Arbeit von Hellmann et al. um eine Koordinationsstudie handelt, bei der vorgestellten Studie dagegen um eine Provokationsstudie. Je nach Anforderung – ob Koordination oder Provokation – können Adaptationseffekte somit unterschiedlich ausfallen.

Die vorliegende Studie untersucht den Einfluss okklusaler Veränderungen in Form von einseitig und beidseitig transversal positionierter, 0,8 mm dicker Polykarbonatfolien auf die elektromyographische Aktivität von M. masseter und M. temporalis anterior. Als Quintessenz der vorgestellten Arbeit lässt sich zusammenfassen, dass M. masseter und M. temporalis in unterschiedlicher Weise auf okklusale Veränderungen reagieren. Der M. masseter als Kraftmuskel zeigt generell eine geringe Variabilität in seiner Reaktion, der M. temporalis als Feinmodulator dagegen reagiert signifikant unterschiedlich auf veränderte okklusale Bedingungen. Daneben bestehen große interindividuelle Unterschiede zwischen den muskulären Reaktionsmustern der Probanden auf unterschiedliche okklusale Bedingungen. Es überwiegt allerdings die Erzeugung höherer Muskelaktivitäten bei der zweiten Hauptuntersuchung, was durch eine Versteifung der Kaumuskulatur als Anpassung an die gestellten Anforderungen erklärt werden kann. Übungseffekte müssen sich also nicht immer nur durch eine Reduktion der benötigten Muskelaktivität äußern, sondern auch durch eine Erhöhung des Muskeltonus zur Erleichterung der Aufgabenbewältigung. All diese Erkenntnisse konnten mithilfe der Elektromyographie gewonnen werden. EMG ist daher eine hilfreiche Methode, die Variationsbreite der Reaktionen auf okklusale Veränderungen festzustellen.

6 Schlussfolgerungen

In der vorliegenden Studie sollte untersucht werden, inwiefern einseitig und beidseitig transversal positionierte okklusale Erhöhungen die elektromyographische Aktivität der Kaumuskeln (M. masseter und M. temporalis anterior) bei submaximalen Aufbissintensitäten (10% MVC und 35% MVC) beeinflussen. Zum einen sollten Aktivitätsunterschiede zwischen den beiden homonymen Muskeln bei unterschiedlichen Aufbissverteilungen, -intensitäten und -positionen analysiert werden. Zum anderen interessierte die Reliabilität der elektromyographischen Aktivitätswerte in zwei einheitlich durchgeführten Messsituationen.

In der vorliegenden Arbeit wurden überwiegend für den M. temporalis anterior signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Aktivitätsquotienten bei unterschiedlichen Aufbisspositionen bezüglich der Aufbissverteilung (einseitig und beidseitig transversal) und der Aufbissintensität (10% MVC und 35% MVC) ermittelt. Beim M. masseter fanden sich dagegen nur vereinzelt signifikante Unterschiede bezüglich der oben genannten Faktoren. Beim einseitig konfigurierten Aufbiss ließ sich eine asymmetrische Aktivierung des M. temporalis anterior feststellen und zwar insofern, als dass der M. temporalis der Arbeitsseite erhöhte Aktivitäten im Vergleich zum Muskel der Balanceseite zeigte. Diese Ergebnisse führen zu der Vermutung, dass der M. temporalis als Feinmodulator sensibler auf veränderte okklusale Bedingungen in Form von Aufbisserrhöhungen und unterschiedlichen Aufbissintensitäten reagiert, wogegen der M. masseter als überwiegender Kraftmuskel generell nur eine geringe Variabilität in seiner Reaktion zeigt.

Im Rahmen der Reliabilitätsanalyse ergaben sich für beide Muskeln im Mittel ICC-Werte, die eine mäßige Reliabilität darstellen (M. masseter: 0,57, M. temporalis: 0,56). Als Gründe für die mäßige Reliabilität der Ergebnisse könnte man eine zu kleine Probandengruppe und zu wenige Vergleichssitzungen vermuten. Bei der Betrachtung der Differenzen der mittleren Aktivitätswerte fielen erhöhte Muskelaktivitäten in der 2. Hauptuntersuchung und vor allem beim Aufbiss mit 35% MVC große Spannweiten der Differenzmittelwerte auf. Diese großen interindividuellen Unterschiede zwischen den muskulären Reaktionsmustern der Probanden beim submaximalen ein- und beidseitigen Aufbiss auf unterschiedliche okklusale Erhöhungen lassen darauf schließen, dass

M. masseter und M. temporalis keinen Standardreaktionsmustern folgen, sondern individuelle Strategien nutzen, um veränderte Aufbissituationen zu bewältigen. Die Strategie des Trainingseffektes ist aufgrund der erhöhten Aktivitätswerte in der zweiten Untersuchungssitzung zu vernachlässigen, vielmehr ist eine Versteifung der Kaumuskelatur als Anpassung an die gestellten Anforderungen wahrscheinlich. Muskuläre Übungseffekte können sich nicht nur durch eine Reduktion der benötigten Muskelaktivität darstellen, sondern auch durch eine Erhöhung des muskulären Aktivitätsniveaus zur Erleichterung der Aufgabenbewältigung.

7 Literaturverzeichnis

Ahlers MO, Biffar R, Bumann A, Freesmeyer WB, Fuchs WB, Hugger A, Kordaß B, Klett R, Koeck B, Meyer G, Ottl P, Seeher WD, Schindler HJ, Türp JC: Terminologie der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (AFDT) und der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGzPW). Dtsch Zahnärztl Z. **2006**;61:8-10

Angle EH: Classification of Malocclusion. Dent Cosmos. **1899**;41:248-264, 350-357

Baba K, Ai M, Mizutani H, Enosawa S: Influence of experimental occlusal discrepancy on masticatory muscle activity during clenching. J Oral Rehabil. **1996**;23:55-60

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

Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Möller E: Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. Scand J Dent Res. **1990**;98:149-158

Basmajian JV, Gopal DN, Ghista DN: Electrodiagnostic model for motor unit action potential (MUAP) generation. Am J Phys Med. **1985**;64(6):279-294

Botelho AL, Gentil FH, Sforza C, Da Silva MA: Standardization of the electromyographic signal through the maximum isometric voluntary contraction. Cranio. **2011**;29:23-31

Clarke NG, Townsend GC, Carey SE: Bruxing patterns in man during sleep. J Oral Rehabil. **1984**;11:123-127

Davies S, Gray RMJ: Occlusion: What is occlusion? Br Dent J. **2001**;191:235-245

Dawson PE: Long Centric. In: Functional Occlusion – E-Book: From TMJ to Smile Design. Mosby, Elsevier, St. Louis, **2007**;193-194

Dworkin SF, Le Resche L: Research diagnostic criteria for tempomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. J Craniomandib Disord. **1992**;6:301-355

End A: Statische und dynamische Okklusionstheorien, Untersuchungen zu bestehenden Theorien, Vorkommen im natürlichen Gebiss und deren Anwendung im Artikulator. Med Diss, München, **2010**

Ferrario VF, Sforza C, et al.: Evidence of an influence of asymmetrical occlusal interferences on the activity of the sternocleidomastoid muscle. J Oral Rehabil. **2003**;30:34-40

Forrester SE, Allen SJ, Presswood RG, Toy AC, Pain MT: Neuromuscular function in healthy occlusion. J Oral Rehabil. **2010**;37:663-669

Frye L, Glasl B, Ludwig B, Kinzinger G: Skelettale Klasse II-Anomalie bei Erwachsenen – therapeutische Optionen. Zahnmedizin up2date. **2011**;5:87-107

Gauder M: Computerunterstützte Okklusionsanalyse zur Symmetrie der okklusalen Kontaktpunktverteilung. Med Diss, Düsseldorf, **2010**

Gesellschaft für Zahngesundheit, Funktion und Ästhetik (GZFA): Diagnostische Zahnmedizin in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Das Stomatognathe System. <https://www.gzfa.de/diagnostik-therapie/cmd-craniomandibulaere-dysfunktion/cmd-diagnostik/stomatognathes-system/> [Accessed: 07.07.2017]

Grendelmeier A: Die Berner Okklusionsphilosophie. Das Freedom-in-Centric-Konzept und seine Anwendung. In: Suckert R (Hrsg), Okklusionskonzepte. Neuer Merkur, Berlin, **1992**;41

Hatch JP, Shinkai RS, et al.: Determinants of masticatory performance in dentate adults. Arch Oral Biol. **2001**;46:641-648.

Hellmann D, Giannakopoulos NN, Blaser R, Eberhard L, Rues S, Schindler HJ: Long-term training effects on masticatory muscles. J Oral Rehabil. **2011**;38:912-920

Hohmann A, Hielscher W: Zahntechnik in Frage und Antwort. Neuer Merkur, München, **2003**;83-84

Hugger A, Schindler HJ: Unterkieferbewegungen und deren Simulation. In: Hugger A, Türp JC, Kerschbaum T (Hrsg), Orale Physiologie. Quintessenz, Berlin, **2006**;53-83

Hugger S, Schindler HJ, Kordaß B, Hugger A: Clinical relevance of surface EMG of the masticatory muscles (Part 1): resting activity, maximal and submaximal voluntary contraction, symmetry of EMG activity. Int J Comput Dent. **2012**;15:297-314

Huxley HE, Hanson J: Changes in the cross striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*. **1954**;173:973-976

Kahl-Nieke B: Euginathie. In: Kahl-Nieke B (Hrsg), Einführung in die Kieferorthopädie. Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, **2010**;50

Konrad P: EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Köln, **2005**

Kravchenko-Oer, A., Koch, M., Nöh, K., Ostermann, C., Winkler, L., Kordaß, B., Hugger, S., Schindler, H.J., Hugger, A., Effects of occlusal modifications on the muscular activity of the masseter and anterior temporalis muscles. *Int J Comput Dent* **2018**;21(1):17-22

Krentz H: Statistische Analysen mit SPSS in der Medizin. Shaker, Band 1 und 2, Aachen, **2008**;128

Krummenauer F, Wojciechowski C, Baulig C, Al-Nawas B: Boxplots- die flexible Alternative zum „Antennen-Bildchen“. *Zahnärztl Impl.* **2007**;23:308-311

Learreta JA, Beas J, Bono AE, Durst A: Muscular activity disorders in relation to intentional occlusal interferences. *Cranio*. **2007**;25:193-199

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ: Die Okklusion der Zahnreihen. In: Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ (Hrsg), Zahnärztliche Propädeutik. Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, **2012**;64

Lohninger H: Quadratisches Mittel. In: Grundlagen der Statistik (eBook). http://www.statistics4u.info/fundstat_germ/ee_rms.html **2012** [Accessed: 07.07.2017]

Lohninger H: Gleitender Mittelwert. In: Grundlagen der Statistik (eBook). http://www.statistics4u.com/fundstat_germ/cc_moving_average.html **2012** [Accessed: 07.07.2017]

MacDonald JW, Hannam AG: Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part I. J Prosthet Dent. **1984**;52:718-728

MacDonald JW, Hannam AG: Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part II. J Prosthet Dent. **1984**;52:862-867

Mense S, Simons DG: Muscle pain: understanding its nature, diagnosis and treatment. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, **2001**;22

Michelotti A, Farella M, Tedesco A, Cimino R, Martina R: Changes in pressure-pain thresholds of the jaw muscles during a natural stressful condition in a group of symptom-free subjects. J Orofac Pain. **2000**;14:279-285

Michelotti A, Farella M, Gallo LM, Veltri A, Palla S, Martina R: Effect of occlusal interference on habitual activity of human masseter. J Dent Res. **2005**;84:644-648

Møller E: Tyggeapparatets naturlige funktionen. In: Krogh-Poulsen W, Carlsen O (Hrsg), Bidfunktioner, Bettyfysiologie, Ortofunktion. Ch. V. Munksgaard, Copenhagen, **1974**;173-218

Müller F, Hasse-Sander I: Experimental studies of adaptation to complete dentures related to ageing. *Gerodontology*. **1993**;10:23-27

Ostermann C, Koch M, Kravchenko A, Hugger S, Schindler HJ, Hugger A: Wirkung okklusaler Veränderungen auf die elektromyographische Aktivität der Kaumuskulatur. Poster präsentiert auf der 48. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und –therapie (DGFD). Bad Homburg, **2015**

Ostermann, C: Einfluss einseitig und transversal positionierter okklusaler Veränderungen auf die Aktivität des M. masseter und M. temporalis unter Verwendung einer 0,4 mm dicken Polykarbonatfolie. Med Diss, Düsseldorf, **2017**

Ramfjord SP: Bruxism, a clinical and electromyographic study. *J Am Dent Assoc*. **1961**;62:21-44.

Rubin A: Statistics for evidence-based practice and evaluation. Wadsworth Publishing. Belmont, California, **2009**;140-143

Schindler HJ, Türp JC: Kaumuskulatur. In: Hugger A, Türp JC, Kerschbaum T (Hrsg), *Orale Physiologie*. Quintessenz, Berlin, **2006**;85-112

Schindler HJ, Türp JC: Functional characteristics of the jaw musculature. *J Cranio Mand Func*. **2008**;1:9-28

Schindler HJ, Lenz J, Türp JC, Schweizerhof K, Rues S: Small unilateral jaw gap variations: equilibrium changes, co-contractions and joint forces. *J Oral Rehabil*. **2009**;36:710-718

Sessle BJ: Biological adaptation and normative values. *Int J Prosthodont.* **2005**;18:280-282

Sheikholeslam A, Riise C: Influence of experimental interfering occlusal contacts on the activity of the anterior temporal and masseter muscles during submaximal and maximal bite in the intercuspal position. *J Oral Rehabil.* **1983**;10:207-214

Spee F: Die Verschiebungsbahn des Unterkiefers am Schädel. *Arch Anat Physiol Anat Abt.* **1890**;16:285-294

Türp JC, Hugger A: Schmerzhaftes Myoarthropathien des Kausystems. *Zahnärztl Mitt.* **2000**;10:42-47

Türp JC, Alt KW, Schindler HJ: Okklusion. In: Hugger A, Türp JC, Kerschbaum T (Hrsg), *Orale Physiologie.* Quintessenz, Berlin, **2006**;1-34

Wang MQ, He JJ, Wang K, Svensson P: Influence of changing occlusal support on jaw-closing muscle electromyography activity in healthy men and women. *Acta Odontol Scand.* **2009**;67:187-192

Wang MQ, He JJ, Zhang JH, Wang K, Svensson P, Widmalm SE: SEMG activity of jaw-closing muscles during biting with different unilateral occlusal supports. *J Oral Rehabil.* **2010**;37:719-725

Wilson GH: *A manual of dental prosthetics.* Lea & Febiger, Philadelphia, **1917**

Winter DA: *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological.* 2nd ed. University of Waterloo Press, Waterloo, **1991**;143

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle ganz herzlich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Erstellung meiner Promotionsarbeit unterstützt haben.

Zunächst und ganz besonders danke ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. A. Hugger für die Bereitstellung des Dissertationsthemas sowie für seine engagierte, konstruktive und geduldige Betreuung.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. H.-J. Schindler, der als hilfsbereiter und ideenreicher Ansprechpartner eine große Unterstützung war.

Außerdem gilt mein Dank Frau Dr. A. Kravchenko und meinen Mitdoktorandinnen Charlott Ostermann, Luzie Winkler und Kristina Nöh, die mich bei der Durchführung der Untersuchungen unterstützten und mir auch darüber hinaus stets mit Anregungen, konstruktiver Kritik und Motivation zur Seite standen.

Weiterhin möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. P. Gierthmühlen und Herrn Prof. Dr. U. Stüttgen bedanken, die es mir möglich gemacht haben, in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik zu promovieren.

Ein besonderer Dank gilt meinen Freunden und ehemaligen Kommilitonen, die sich als Probanden zur Verfügung stellten und damit die Durchführung dieser Studie überhaupt ermöglichten.

Zu guter Letzt danke ich von ganzem Herzen Max und meiner Familie für ihre ständige liebevolle sowie geduldige Unterstützung und Motivation.