

Aus der Klinik für Kieferorthopädie
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helge Fischer-Brandies)
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**POSITIONSABHÄNGIGE MESSWERTDIFFERENZEN
BEI DER OBERFLÄCHENELEKTROMYOGRAPHIE
DER KAUMUSKULATUR**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

LISA CHARLOTTE SIBBERSEN

aus Celle

Kiel 2011

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Helge Fischer-Brandies
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Jörg Wiltfang
Tag der mündlichen Prüfung: 20.03.2012
Zum Druck genehmigt, Kiel, den 20.03.2012

gez.: Prof. Dr. Dr. Ingolf Cascorbi
(Vorsitzender der Prüfungskommission)

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	VIII
1 EINLEITUNG	1
1.1 HISTORISCHE ENTWICKLUNG	1
1.2 GRUNDLAGEN DER ELEKTROMYOGRAPHIE	1
1.2.1 <i>Ruhepotenzial und Aktionspotenzial</i>	1
1.2.2 <i>Apparatur und Elektrodenmodell</i>	2
1.3 AKTUELLER WISSENSSTAND UND ZIELSETZUNG	3
1.4 FRAGESTELLUNGEN UND HYPOTHESEN	5
2 MATERIAL UND METHODEN	6
2.1 STUDIENDESIGN	6
2.2 PROBANDENAUSWAHL	6
2.2.1 <i>Ein- und Ausschlusskriterien</i>	6
2.3 VERSUCHSAUFBAU UND -ABLAUF	8
2.3.1 <i>Gerätetyp</i>	8
2.3.2 <i>Software</i>	8
2.3.3 <i>Platzierung der Elektroden</i>	9
2.3.4 <i>Versuchsablauf</i>	12
2.4 AUSWERTUNG	14
2.4.1 <i>Datenaufbereitung und -speicherung</i>	14
2.4.2 <i>Statistische Methoden der Datenauswertung</i>	15
2.4.3 <i>Interpretation der Messdaten</i>	16
2.4.3.1 Festlegungen des Ist-Wertes	16
2.4.3.2 Reproduzierbarkeit der Messdaten	17
2.4.4 <i>Auswertungsmethoden</i>	17
2.4.4.1 Überprüfung der Hypothese 1	17
2.4.4.2 Überprüfung der Hypothese 2	17
2.4.4.3 Überprüfung der Hypothese 3	17

3	ERGEBNISSE	19
3.1	PROBANDENKOLLEKTIV	19
3.2	DESKRIPTIVE STATISTIK	20
3.3	FESTLEGEN EINES TOLERANZBEREICHS	22
3.4	FEHLERANALYSE: WIEDERHOLUNG DER MESSUNGEN DURCH EINEN ZWEITEN BEHANDELNDEN	22
3.5	ERGEBNIS ZU HYPOTHESE 1	23
3.5.1	<i>Vergleich der fünf Messpositionen</i>	23
3.5.2	<i>Korrelationsanalyse</i>	26
3.5.3	<i>Vorhersagen mit Hilfe der multiplen linearen Regression</i>	30
3.6	ERGEBNIS ZU HYPOTHESE 2	31
3.7	ERGEBNIS ZU HYPOTHESE 3	34
3.8	EINFLUSS VON BODYMASSINDEX, ZAHNZAHL, KONSERVIERENDER VERSORGUNG UND OKKLUSIONSTYP AUF DIE MESSERGEBNISSE. ANALYSE VON SONDERFÄLLEN	37
4	DISKUSSION	41
4.1	DISKUSSION DER METHODIK	41
4.1.1	<i>Probandenauswahl</i>	41
4.1.2	<i>Gerätewahl</i>	42
4.1.3	<i>Versuchsaufbau</i>	42
4.1.4	<i>Toleranzbereich</i>	44
4.1.5	<i>Istwert</i>	44
4.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	45
4.2.1	<i>Gültigkeit der ermittelten Messwerte</i>	45
4.2.2	<i>Diskussion der Hypothese 1: Positionsabhängige Messwertdifferenzen</i>	46
4.2.3	<i>Diskussion der Hypothese 2: Keine deutlichen Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Probanden</i>	49
4.2.4	<i>Diskussion der Hypothese 3: Geringe Bartbehaarung reduziert die elektromyografischen Messwerte nicht</i>	49
5	ZUSAMMENFASSUNG	51

6	LITERATURVERZEICHNIS	52
7	ANHANG	56
7.1	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	56
7.2	FRAGE- UND BEFUNDBOGEN ZUR PROBANDENAUSWAHL	57
7.3	TABELLEN	60
	LEBENS LAUF	80
	DANKSAGUNG	81

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1	Schematische Darstellung der Elektrodenanordnung von Oberflächen- elektroden über einem Muskel. E1 und E3 sind die eigentlichen Ableitelektroden, E2 stellt die Massenelektrode dar. Die Aktionspotenziale erreichen die Elektroden zu den Zeiten t1 und t2 [12]	3
Abbildung 2.1	EMG 8 Bluetooth Messsystem für EMG-Analysen des Herstellers Zebris Medical GmbH [21]	8
Abbildungen 2.2	Muskelfaserverläufe und Markierungen zur Ausrichtung der Klebestreifen	111
Abbildung 2.3	Ausschnitt aus dem Modus „Report“ der Software WinJaw bei der Messung von Muskelaktivitäten eines Probanden beim Zubeißen	15
Abbildung 3.1	Spannungsmittelwerte [μV] aller Probanden an Elektrodenposition P3 für die Bissituationen (S1 bis S3), gemessen durch den Behandelnden B1	20
Abbildung 3.2	Mittlere absolute Potenzialdifferenzen [μV] zwischen den Messwerten an den Positionen P1, P2, P4 und P5 und dem Istwert an Position P3 in den drei Bissituationen (S1 bis S3) am Beispiel des linken M. masseter	26
Abbildung 3.3	Mittlere positionsabhängige Messwertdifferenzen aus Tabelle 7.3.15 bei maximalem Zusammenbeißen in habitueller Interkuspitation (S2). Vergleich von weiblichen und männlichen Probanden	34
Abbildung 3.4	Mittlere absolute Potenzialdifferenzen [μV] zwischen den Messwerten des linken und rechten M. masseter (LM, RM) an den Positionen P1, P2, P4 und P5 und dem Istwert an Position P3 bei maximalem Zusammenbeißen in habitueller Interkuspitation (S2). Vergleich von Bartträgern und Probanden ohne Bart	36

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1	Angaben zum Ablauf der Untersuchung - Benennung der Versuchsbedingungen mit Nummer und Dauer.	13
Tabelle 3.1	Spannungsmittelwerte (MW) [μV] und Standardabweichung (STD) [μV] aller Probanden an Elektrodenposition P3 für die Bisssituationen (S1 bis S3), unterteilt nach männlichen (m) und weiblichen (w) Probanden und für die Behandelnden B1 und B2.	21
Tabelle 3.2	Mittlere absolute Potenzialdifferenzen [μV] und ihre Mittelwerte (MW) je Muskel zwischen den Messwerten an den Positionen P1, P2, P4 und P5 und dem Istwert an Position P3, in den drei Bisssituationen (S1 bis S3).	24
Tabelle 3.3	Der Korrelationskoeffizient nach Pearson (R) und die jeweilige Signifikanz (p) zwischen den Istwerten (3) und den Messwerten an den Positionen (P1, P2, P4, P5) für den linken und rechten M. temporalis (LT, RT) und M. masseter (LM, RM) bei den drei Bisssituationen (S1 bis S3). Signifikanzniveau $\forall = 5\%$.	28
Tabelle 3.4	Der Korrelationskoeffizient nach Pearson (R) und die jeweilige Signifikanz (p) zwischen den Istwerten der drei Bisssituationen (S1 bis S3) für den linken und rechten M. temporalis (LT, RT) und M. masseter (LM, RM)	30
Tabelle 3.5	Spannungsmittelwerte (MW) [μV] an Elektrodenposition P3 mit getrennter Wiedergabe für weibliche (w) und männliche (m) Probanden, sowie der Messwertdifferenzen zwischen ihnen. Dargestellt für die einzelnen Muskeln (LM, RM, LT, RT) und Bisssituationen (S1 bis S3).	33
Tabelle 3.6	Spannungsmittelwerte (MW) [μV] des linken und rechten M. masseter (LM, RM) an Elektrodenposition P3 mit getrennter Wiedergabe für Probanden mit Bart (m_B) und ohne Bart ($m_{0,w}$), sowie der Differenz. Dargestellt für die drei Bisssituationen (S1 bis S3). STD = Standardabweichung	35
Tabelle 3.7	Eigenschaften der Probanden (P), deren Messwerte mindestens drei mal pro Bisssituation (S1, S2, S3) außerhalb der Norm liegen.	37

Tabelle 3.8	Spannungsmittelwerte (MW) [μV] der Sonderfälle (P = Probanden) an Elektrodenposition P3 der vier Muskeln (LM, RT, RM, RT) bei den 3 Bissituationen (S1 bis S3) im Vergleich zum jeweiligen Mittelwert (MW) und der definierten Norm (MW +/- STD).	38
Tabelle 7.3.1	Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest (Test auf Normalverteilung) für die Messwerte der vier Muskeln (LM, LT, RM, RT) an den Positionen P1 bis P5.	60
Tabelle 7.3.2	Spannungsmittelwerte [μV] vom linken M. masseter (LM) und linken M. temporalis (LT) aller Probanden bei leichtem Zahnkontakt (S1), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung.	61
Tabelle 7.3.3	Spannungsmittelwerte [μV] vom rechten Musculus masseter (RM) und rechten M. temporalis (RT) aller Probanden bei leichtem Zahnkontakt (S1), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung.	62
Tabelle 7.3.4	Spannungsmittelwerte [μV] vom linken Musculus masseter (LM) und linken M. temporalis (LT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen in habitueller IKP (S2), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung.	63
Tabelle 7.3.5	Spannungsmittelwerte [μV] vom rechten Musculus masseter (RM) und rechten M. temporalis (RT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen in habitueller IKP (S2), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung.	64
Tabelle 7.3.6	Spannungsmittelwerte [μV] vom linken M. masseter (LM) und linken M. temporalis (LT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen auf Watte (S3), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung.	65
Tabelle 7.3.7	Spannungsmittelwerte [μV] vom rechten M. masseter (RM) und rechten M. temporalis (RT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen auf Watte (S3), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung.	66

- Tabelle 7.3.8** Vergleich der Messwerte von Behandler 1 und Behandler 2 an den fünf Messpositionen. Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied, T = gepaarter t-Test. Die Ziffern hinter den Muskelbezeichnungen (LM, LT, RM, RT) stehen in der dargestellten Reihenfolge für Behandler (B1, B2), Position (P1 bis P5), Bissituation (S1). 67
- Tabelle 7.3.9** Mittlere absolute positionsabhängige Differenzen [μV] zu den Istwerten im Vergleich bei zwei Versuchsleitern (B1, B2) bei leichtem Zahnkontakt (S1). 68
- Tabelle 7.3.10** Mittlere absolute positionsabhängige Differenzen [μV] zu den Istwerten im Vergleich bei zwei Versuchsleitern (B1, B2) bei maximalem Zubeißen in habitueller IKP (S2). 69
- Tabelle 7.3.11** Mittlere absolute positionsabhängige Differenzen [μV] zu den Istwerten im Vergleich bei zwei Versuchsleitern (B1, B2) beim maximalem Zubeißen auf Watte (S3). 70
- Tabelle 7.3.12** Vergleich der Messwerte an den verschiedenen Elektrodenpositionen für die 3 Bissituationen (S1, S2, S3). Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied, T = gepaarter t-Test. Die Ziffern hinter den Muskelbezeichnungen (LM, LT, RM, RT) stehen in der dargestellten Reihenfolge für die Behandler (B1, B2), Position (P1 bis P5), Bissituation (S1 bis S3). . 71
- Tabelle 7.3.13** Vergleich der Messwerte an den verschiedenen Elektrodenpositionen für die 3 Bissituationen (S1, S2, S3). Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied, T = gepaarter t-Test. Die Ziffern hinter den Muskelbezeichnungen (LM, LT, RM, RT) stehen in der dargestellten Reihenfolge für Behandler (B1, B2), Position (P1 bis P5), Bissituation (S1 bis S3). 72
- Tabelle 7.3.14** Vergleich der Messwerte von männlichen und weiblichen Probanden. Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern, T = gepaarter t-Test. 73
- Tabelle 7.3.15** Mittlere absolute Potenzialdifferenzen (MW) [μV] zwischen den Messwerten der vier Muskeln (LM, LT, RM, RT) an den Positionen P1, P2, P4, P5 und dem Istwert an Position P3, bei den drei Bissituationen (S1 bis S3). Vergleich von männlichen (m) und weiblichen (w) Probanden. 74

- Tabelle 7.3.16** Mittlere absolute Potenzialdifferenzen (MW) [μV] zwischen den Messwerten an den Positionen P1, P2, P4 und P5 und dem Istwert an Position P3, bei den drei Bissituationen (S1 bis S3) am linken und rechten M. masseter (LM, RM). Vergleich von Bartträgern (m_B) und Probanden ohne Bart ($m_{0,w}$). STD = Standardabweichung 75
- Tabelle 7.3.17** Vergleich der Messwerte an den Positionen P1 bis P5 der vier Muskeln (LM, LT, RM, RT) von Bartträgern und Probanden ohne Bart bei den drei Bissituationen (S1 bis S3). 76
- Tabelle 7.3.18** Vergleich der Messwerte einzelner Probanden (Sonderfälle) mit der Grundgesamtheit. . 77
- Tabelle 7.3.19** Ergebnisse der linearen Regression zur Vorhersage über die Stärke des Zusammenhangs der Potenziale des linken und rechten M. masseter und M. temporalis (LM, RM, LT, RT) an Position P3 (unabhängige Variable) unter Einbeziehung der an Position P1, P2, P4 und P5 (abhängigen Variablen), gewichtet für die jeweiligen Bissituationen (S1 bis S3). 78
- Tabelle 7.3.20** Ergebnisse der linearen Regression zur Vorhersage über Stärke des Zusammenhangs zwischen den Potenzialen von M. masseter (LM, RM) und M. temporalis (LT, RT) an der Position 3 für die drei Bissituationen (S1 bis S3). 79

1 Einleitung

1.1 Historische Entwicklung

Ende des 18. Jahrhunderts entdeckte Galvani zunächst zufällig bei einem Experiment mit enthäuteten Froschschenkeln den Zusammenhang zwischen elektrischer Spannung und Muskelkontraktion. Galvani führte, während er Frösche seziierte, den Muskeln elektrische Spannung zu und stellte Muskelkontraktionen fest. Die moderne Elektromyographie (EMG) geht den umgekehrten Weg: Muskelaktivitäten erzeugen Spannungspotenziale, die sich messen lassen. Im Jahre 1851 registrierte Dubois-Raymond durch willkürliche Kontraktionen ausgelöste Ströme in der Muskulatur, für welche Bernstein 15 Jahre später den Terminus „Aktionspotential“ einführte. Die Weiterentwicklung sensibler Aufnahmeverfahren, insbesondere des Oszilloskops, eröffnete neue Forschungsmöglichkeiten. Sherrington und Liddell stellten 1925 das Konzept der „motorischen Einheit“ vor, welches wesentlich zum Verständnis der Bildung der elektrischen Signale beitrug [1]. Wiederum drei Jahre später gelang es Adrian und Bronk mit konzentrischen Nadelelektroden die Potenziale einzelner motorischer Einheiten zu registrieren [2].

Die ersten Berichte über den Gebrauch von Superficial Electromyography (SEMG) in der Zahnmedizin wurden in den fünfziger Jahren veröffentlicht. So stellte Moyers elektromyographische Untersuchungen der Kaumuskulatur an, nach denen der Aktionsgrad der temporomandibulären Muskulatur durch die kieferorthopädische Behandlung einer Klasse II-Anomalie sichtbar gesteigert werden konnte [3].

Ihm folgten unter anderem Carlsoo und Eschler, die mittels der Elektromyographie (EMG) das Zusammenwirken der Kaumuskulatur analysierten [4] [5]. Seitdem wurden immer wieder elektromyographische Studien, vor allem im Zusammenhang mit Temporomandibular Diseases (TMD), durchgeführt und ihre Anwendung in der zahnärztlichen Praxis diskutiert und erprobt. Eine besondere Rolle spielte dabei die Einführung der computergestützten EMG-Analyse und die Entwicklung einfacher Verfahren zur digitalisierten Auswertung, wie das Macro-EMG [6] und das Single-Fiber-EMG [7] [8].

1.2 Grundlagen der EMG

1.2.1 Ruhepotenzial und Aktionspotenzial

Über der Zellmembran von Muskelzellen entsteht aufgrund selektiver Ionenpermeabilität ein elektrisches Potenzial, welches im Ruhezustand bei ca. -90 mV (intrazellulär/extrazellulär)

liegt und die Grundlage für die zelluläre Erregbarkeit darstellt. Wird die Zelle elektrisch gereizt, erfolgt eine Änderung der Ionenströme durch die Membran, die wiederum zur Depolarisierung der Zelle führt; das Potenzial der Zelle ist dann positiv gegenüber dem Außenmilieu. Diese Potenzialänderung der Zelle wird als Aktionspotential bezeichnet und pflanzt sich durch Depolarisation benachbarter Membranabschnitte zu allen Seiten hin fort (fortlaufende Erregung). Nach Erreichen des maximalen positiven Potenzials des Zellinneren kehrt die Zelle durch eine erneute Änderung der Membrandurchlässigkeit zum Ruhepotential zurück (Repolarisation). Der Reiz wird über die Zellmembranen und T-Tubuli in das Innere der Muskelzellen geleitet, wo durch die anschließende Freisetzung von Calcium-Ionen eine Kontraktion ausgelöst wird. Die ausgelösten Aktionspotenziale innerhalb eines Muskels, beziehungsweise seiner Muskelfasern sind in Form von elektrischen Spannungen messbar.

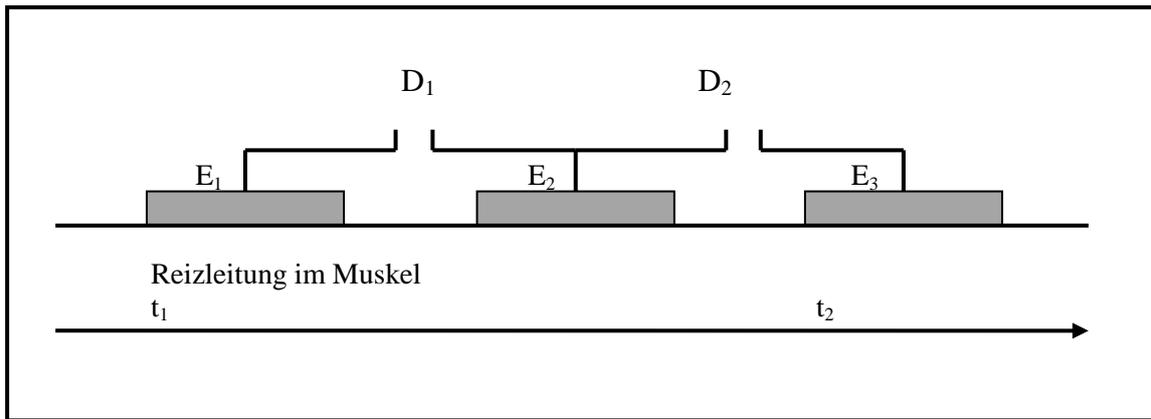
1.2.2 Apparatur und Elektrodenmodell

Bei der EMG werden die Amplituden und Frequenzen der Muskelaktionspotenziale extrazellulär mit Hilfe von Elektroden abgeleitet und registriert. Dabei kommen je nach Zielsetzung Einzel- oder Multielektroden, sowie intramuskuläre Nadelelektroden oder kutane Oberflächenelektroden zur Anwendung.

Die inaktiven Fasern eines Muskels wirken isolierend, wodurch Potenzialfolgen höherer Frequenz stärker gedämpft werden. Der Muskel wirkt auf diese Weise als sogenannter „Low-Pass-Filter“. Die abgeleiteten Potenzialwerte sind demnach von mehreren Parametern abhängig. Dazu zählen die Eigenschaften der jeweils verwendeten Elektroden, wie die Oberfläche der einzelnen Elektrode, der Abstand der Messelektroden zueinander (Interelectrode-Distance = IED) und insbesondere ihr Abstand von der aktiven Faser [9] [10].

Grundlegend unterscheidet man Nadelelektroden, mit denen die Aktionspotenziale von Muskelfasern einer motorischen Einheit abgeleitet werden [11], von Oberflächenelektroden.

Bei der Oberflächenelektromyographie (SEMG) werden Aktionspotenziale mittels bipolarer Ableitung dargestellt. Es werden drei Elektroden verwendet, wobei letztlich die Potentialdifferenzen zwischen den Elektroden 1 und 2 (D1) sowie 2 und 3 (D2) gemessen werden.



**Abbildung 1.1 Schematische Darstellung der Elektrodenanordnung von Oberflächen-
elektroden über einem Muskel. E1 und E3 sind die eigentlichen Ableit-
elektroden, E2 stellt die Massenelektrode dar. Die Aktionspotenziale er-
reichen die Elektroden zu den Zeiten t_1 und t_2 [12].**

Das Gesamtsignal des SEMG ist ein Summenpotenzial (Motor-Unit-Action-Potential = MUAP) mehrerer einzelner Muskelaktionen, wobei nicht sicher ist, welche motorischen Einheiten dabei genau erfasst werden [13]. Über die erhaltenen Signale lassen sich demnach lediglich Schlüsse auf die allgemeine Kraftentwicklung im Muskel ziehen, nicht auf die spezifische Kraftentwicklung einzelner motorischer Einheiten.

1.3 Aktueller Wissenstand und Zielsetzung

Lund definierte eine Untersuchungsmethode als effizient, wenn sie eine hohe Sensibilität und Spezifität aufweist, fehlerfrei und zudem reproduzierbar ist [14]. Damit die EMG als diagnostisches Hilfsmittel wertvoll ist, sollte sie diese Anforderungen erfüllen. In der medizinischen Praxis wird jeder Test jedoch zwangsläufig von verschiedenen Parametern beeinflusst. Klassner und Okeson fassen in ihrer Studie über die Brauchbarkeit der SEMG für die Untersuchung von Erkrankungen des Kiefergelenks und der Kaumuskulatur diese Einflüsse in zwei Gruppen zusammen: biologische Faktoren und technische Parameter [15].

Die biologischen Faktoren beschreiben die spezifischen menschlichen Eigenschaften der Testperson, wie Alter, Geschlecht, Körpergewicht, Knochen- und Muskelbau und die Psyche des Patienten. Sie sind damit individuell und nicht beeinflussbar. Auch existierende Schmerzen und Beschwerden können lediglich aus der Anamnese der Testpersonen ermittelt und notiert werden.

Zu den technischen Parametern gehören Mimik und unerwünschte Bewegungen, die sogenannten „Crosstalk“ verursachen, oder auch Fehlfunktionen wie Bruxismus, sowie die Position der Elektroden im Verhältnis zum Muskel und der IED.

Als „Crosstalk“ bezeichnet man die Aufzeichnung von Aktivitäten angrenzender Muskeln, die nicht primäres Ziel der Messung sind. Obwohl die Testpersonen instruiert sind, sich zu entspannen und ruhig zu verhalten, sind kleine Bewegungen von Körper, Kopf oder mimischer Muskulatur nicht auszuschließen. Verschiedene Studien belegen, dass jeder Muskel zwar eine vorrangige Funktion besitzt, jedoch nie ganz allein aktiv ist [16].

Die Positionierung der Elektroden relativ zum Muskelfaserverlauf und der Abstand zwischen den Elektroden zur Zeit der Klebung (IED) sind hingegen vom Behandelnden selbst bestimmbar und sollten sich daher möglichst genau an eingeführte Richtlinien halten. Die IED sollte beispielsweise mit der Tiefe der Muskelfasern zunehmen [17] [18] [19].

In verschiedenen Studien wurde bewiesen, dass eine Elektrodenanordnung parallel zum Muskelfaserverlauf verlässliche Ergebnisse liefert [20] [21]. Für die praktische Anwendung von SEMG ist es von Bedeutung, ab welchem Ausmaß sich eine variierende Elektrodenlokalisierung in den registrierten Potenzialen niederschlägt. Kann zum Beispiel bei elektromyographischen Verlaufskontrollen im Rahmen einer Therapie die Lokalisation ausreichend genau reproduziert werden, um ihren möglichen Einfluss auf die erhaltenen Messwerte auszuschalten und so eine sichere Aussage über den Therapieerfolg getroffen werden? Wie empfindlich reagieren diesbezüglich moderne Elektromyographiegeräte (z.B. EMG 8 Bluetooth Messsystem für EMG Analysen des Herstellers Zebris Medical GmbH, Isny im Allgäu, Deutschland), die heutzutage in vielen Kliniken und Praxen Anwendung finden?

Es liegt nach Sichtung der aktuellen wissenschaftlichen Literatur keine klinische Analyse vor, welche bei der SEMG der Kaumuskulatur die Wirkung einer geringfügig abweichenden Elektrodenplatzierung auf die Messgröße erfasst und dabei andere Parameter konstant hält.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, insbesondere diesen Sachverhalt zu untersuchen. Für den routinemäßigen Einsatz in der zahnärztlichen Praxis interessiert ferner, ob ein möglicher Versuchsleitereffekt durch standardisiertes Verhalten zu eliminieren ist. Im Rahmen der Hautaufbereitung für die Aufnahme der Klebeelektroden soll außerdem ermittelt werden, ob schon kurze Barthaare die Messergebnisse verfälschen und demnach direkt vor der Anwendung von SEMG eine Rasur notwendig ist.

1.4 Fragestellungen und Hypothesen

Im Rahmen der theoretischen Vorbereitung wurden folgende Fragestellungen entwickelt und Hypothesen formuliert, die durch die Versuchsreihen verifiziert bzw. falsifiziert werden sollten:

Frage 1: Beeinflusst eine geringfügig abweichende Elektrodenplatzierung bei ansonsten konstanten Untersuchungsbedingungen die Messergebnisse bedeutsam?

Hypothese 1: Moderne Messanordnungen erfordern eine genaue und reproduzierbare Lokalisation der Elektroden, damit die Reproduzierbarkeit gewährleistet ist.

Frage 2: Lassen sich geschlechterspezifische Unterschiede bei der Stärke der möglichen positionsabhängigen Messwertdifferenzen feststellen?

Hypothese 2: Bei den männlichen und weiblichen Probanden verhalten sich die Mittelwerte der positionsabhängigen Messwertdifferenzen ähnlich.

Frage 3a: Weisen Barträger (insbesondere Testpersonen mit sehr kurzen Barthaaren) bei der SEMG des Musculus masseter geringere Potenziale auf als männliche Probanden ohne Barthaare im Bereich der Elektrodenklebung?

Hypothese 3a: Durch Barthaare erhöht sich der Widerstand zwischen Muskeloberfläche und der ableitenden Hautelektrode.

Frage 3b: Wie verhalten sich die positionsabhängigen Messwertdifferenzen im Vergleich der beiden Gruppen?

Hypothese 3b: Die Mittelwerte der positionsabhängigen Messwertdifferenzen unterscheiden sich nicht wesentlich.

Zusätzlich wurde im Rahmen einer Fehleranalyse überprüft, ob durch gleichbleibende Anweisungen in einem standardisierten Untersuchungsverfahren die Beeinflussung der Testpersonen durch den Versuchsleiter ausgeschaltet werden kann.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

In der Studie wurde untersucht, inwieweit bei der SEMG die geringfügig unterschiedliche Platzierung der Elektroden die Größe der abgegriffenen Spannung über einem Muskelbauch beeinflusst. Die Daten in dieser experimentellen prospektiven Studie wurden durch klinische Tests an einem ausgewählten Probandenkollektiv erhoben.

Die Elektromyographie-Apparatur sowie die zugehörige Hard- und Software gehörten zum klinischen Instrumentarium der Klinik für Kieferorthopädie des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein Campus Kiel, in deren Räumen auch die Untersuchungen stattfanden.

2.2 Probandenauswahl

Um die ausschließliche Abhängigkeit der Messergebnisse von den Messparametern sicherzustellen, musste bei der Auswahl der Studienteilnehmer eine Parallelisierung im Hinblick auf Alter, Bodymassindex (BMI) und Zahnstatus angestrebt werden. Faktoren mit möglicher pathologischer Auswirkung auf die Aktivität der Kiefer und die Kaumuskelatur sollten möglichst ausgeschlossen werden.

Um eine möglichst optimale Grundgesamtheit an Probanden zu generieren, wurden potenzielle Probanden gebeten, Fragebögen (Kapitel 7.2.1 im Anhang) zu ihrer Anamnese auszufüllen. Außerdem wurden sie nach dem Schema der Klinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein Campus Kiel untersucht (Kapitel 7.2.2 im Anhang). Die 44 ausgewählten Testpersonen wurden über Art, Umfang und Risiken der Versuche, sowie über die Erfassung und Verarbeitung der gewonnenen Daten aufgeklärt und gaben ihre schriftliche Einwilligung zu dem von der Ethikkommission der Universität Kiel begutachteten und genehmigten Versuchsaufbau (Aktenzeichen D 439/11).

2.2.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Neben Geburtsdatum, Größe und Gewicht gab der Fragebogen Aufschluss darüber, ob Allgemeinerkrankungen, Erkrankungen der Muskulatur oder der Wirbelsäule bekannt waren. Es wurde nach der Einnahme von Medikamenten gefragt. Zur Studie angenommen wurden gesunde Personen mit einem Alter von 18 bis 40 Jahren, deren Bodymassindex (BMI) zwischen

18 und 25 kg/m² lag. Medikamente, die auf die Funktion der Muskulatur wirken können, galten als Ausschlusskriterium. Weitere Voraussetzung war das Vorhandensein vollständig und lückenlos bezahnter Kiefer mit physiologisch ausgeformten Zahnbögen. Nicht existente oder retinierte dritte Molaren galten nicht als Ausschlusskriterium. Geprüft wurden außerdem das Fehlen prothetischer Versorgung sowie die schmerzfreie und physiologische Funktion von Kiefern und Kaumuskulatur. Diesbezüglich wurde die Testperson aufgefordert, erfolgte oder aktuelle kieferorthopädische oder physiotherapeutische Behandlungen anzuführen. Personen, mit erfolgter Kieferorthopädischer Behandlung, wurden nur dann zugelassen, wenn die Behandlung seit mindestens drei Jahren abgeschlossen war. Teilnehmer, die eine Physiotherapie erhielten, wurden abgewiesen, wenn diese im Zusammenhang mit der Kaumuskulatur, bzw. der Halswirbelsäule und ihren angrenzenden Muskeln stand.

Die klinische Untersuchung gliederte sich in einen extraoralen und intraoralen Befund. Extraoral wurden der Kopfhalsbereich inspiziert, die Lymphknoten, das Kiefergelenk sowie die Kau- und Nackenmuskulatur palpirt und das aktive Mundöffnen und -schließen geprüft. Sowohl bei der Palpation, als auch bei Exkursionsbewegungen des Unterkiefers wurden die Testpersonen aufgefordert etwaige Schmerzempfindungen anzugeben. Dabei wurde auch auf Kiefergelenksgeräusche geachtet. Jede pathologische Veränderung (Asymmetrien, Schwellungen, Muskelverspannungen, Schmerzen, Kiefergelenksknacken) die festgestellt wurde, galt als Ausschlusskriterium für die Teilnahme an der Studie.

Intraoral wurde die Schleimhaut untersucht und der Zahnstatus mit Sensibilitätsprüfung und etwaiger konservierender Versorgung (Füllungen, Inlays) aller Zähne festgehalten. Füllungen, die bis über die Zahnhöcker ausgedehnt waren (Onlays), sowie Kronen und Brücken galten als Ausschlusskriterium.

Teilnahmevoraussetzung war eine vorliegende Neutralbissstellung nach der Angle-Klassifizierung (Angle-Klasse I). Außerdem wurde mit Okklusionsfolie überprüft, ob sowohl in statischer als auch in dynamischer Okklusion (Pro- und Laterotrusion) eine gleichmäßige Abstützung vorlag. Die jeweils auftretenden Führungskontakte (Front-Eckzahnführung, unilaterale Führung oder bilaterale Führung) wurden vermerkt.

Die Ergebnisse der Untersuchung wurden in einem für die Studie angefertigten Befundbogen festgehalten (Kapitel 7.2.2 im Anhang). Um Differenzen beispielsweise im Palpationsverhalten durch verschiedene Untersucher auszuschließen, wurden die Untersuchungen immer von derselben Person durchgeführt.

2.3 Versuchsaufbau und -ablauf

2.3.1 Gerätetyp

Die Messungen wurden mit dem EMG 8 Bluetooth Messsystem für EMG-Analysen des Herstellers Zebris Medical GmbH (Abbildung 2.1) durchgeführt. Das Messsystem registrierte die Aktionspotenziale mittels Hautoberflächenelektroden und gab diese nach Verstärkung und Filterung des Signals in Echtzeit per Bluetooth an den PC weiter. Die Bandbreite des EMG lag bei 7 bis 500 Hz. Mit Hilfe der aktiven Differential-Elektrodenkabel war es möglich, die sehr kleinen Messspannungen im Mikrovolt-Bereich nah am Ort des Entstehens etwa um den Faktor 1000 zu verstärken. Somit wurden potentielle Störgrößen auf der Messstrecke nicht weiterverstärkt und das gewünschte Nutzsignal konnte auf diese Weise eindeutig ausgewertet werden. Um die Daten digital verarbeiten zu können, wurde die analoge Messspannung digitalisiert. Ein Anti-Aliasing-Filter verhinderte, dass beim Digitalisieren zusätzliche Störsignale mit in das Nutzsignal einfließen.



Abbildung 2.1 EMG 8 Bluetooth Messsystem für EMG-Analysen des Herstellers Zebris Medical GmbH [22]

2.3.2 Software

Mithilfe der zugehörigen Software WinJaw EMG Version 10.5.xx des Herstellers Zebris Medical GmbH konnten die Daten anschließend untersucht und gespeichert werden. Die Aufzeichnungen erfolgten im voreingestellten Messmodul „Bite Test“. Das Programm öffnete hier einen Messbildschirm, in dem zunächst das EMG-Signal hinsichtlich Störimpulsen, aus-

gefallener Grundspannung und regelmäßigem Grundmuster beobachtet werden konnten. Durch Aktivieren von Aufnahme- und Stopp-Tasten wurde das Signal über einen beliebigen Zeitraum gespeichert und konnte im „Signal Viewer“ wiedergegeben werden. Im Modul „Bite Test“ setzte das Programm automatisch Zeitmarker, die den jeweils relevanten Bereich einer Messkurve (beispielsweise die Zeit des Zubeißens) für die weitere Analyse auswählten. Bei Bedarf konnten die Zeitmarker manuell korrigiert werden.

2.3.3 Platzierung der Elektroden

Für die Untersuchung wurden konfektionierte, bipolare, selbstklebende Ag/AgCl-Elektroden vom Typ 272 Noraxon, USA mit 10 mm Durchmesser und einem konstanten Abstand (IED) von 2,0 cm genutzt. Die Elektroden wurden entlang der kreisförmigen leitenden Basis bereits vom Hersteller mit Gel beschichtet.

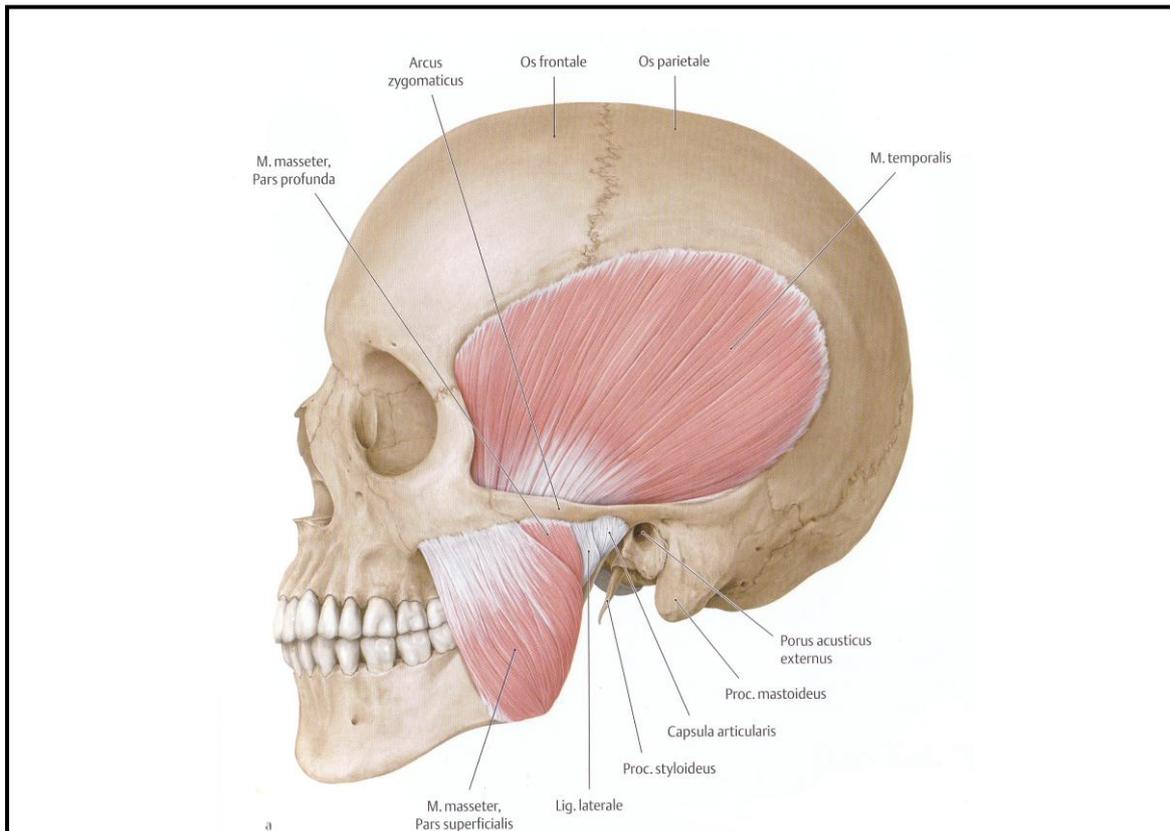
Um Hautimpedanzen gering zu halten, musste die Gesichtshaut des Probanden zur Reinigung und Entfettung mit Alkohol (Isopropanol, 70%) kräftig abgerieben werden. Die indifferente Elektrode wurde an der Klavikula befestigt, die vier differenten Elektroden jeweils beidseitig über den Muskelbäuchen des Musculus masseter und des Musculus temporalis. Um genaue Messwerte zu erhalten, war es außerordentlich wichtig, die Elektroden parallel zum Muskelfaserverlauf auszurichten [8]. Um diesen Verlauf am Probanden festzulegen, wurden tastbare Anhaltspunkte auf dessen Gesicht markiert (Abbildung 2.2.2) und ein skaliertes (Skalierung 3 mm) Klebestreifen angebracht (Abbildung 2.2.3).

Der fächerförmige Musculus temporalis hat seinen Ursprung an der Facies externa des Os parietale sowie angrenzenden Bereichen des Os frontale und Os temporale und der Facies temporalis des Os zygomaticum und des Os Sphenoidale. Er setzt allseits am Processus coronoideus der Mandibula an [23]. Legt man im anterioren Teil des Muskels zu seinen Fasern eine Senkrechte, die den lateralen Orbitarand auf Höhe des lateralen Augenwinkels kreuzt, so bildet diese mit der Bipupillarlinie [24] einen Winkel von 45 Grad. An den Probanden wurde dieser Kreuzungspunkt markiert und der Klebestreifen entsprechend der Senkrechten befestigt. Die Elektroden wurden nun wiederum rechtwinklig zum Klebestreifen fixiert.

Der Pars superficialis des Musculus masseter entspringt am Unterrand der Facies lateralis und dem Processus temporalis des Os zygomaticum und setzt an der Tuberositas masseterica an der Außenfläche des Angulus mandibulae an [23]. Bei dem Proband wurden die am weitesten anterior entspringenden Muskelanteile am Unterrand des Jochbeins palpatorisch aufgesucht und gekennzeichnet. Zwischen dem ermittelten Punkt und der Spitze des Kieferwinkels wurde

der Klebestreifen angebracht. Die Elektroden wurden anschließend parallel zu letzterem gesetzt (Abbildung 2.2.4).

Auf diese Weise war es möglich, die Elektroden entlang des Klebestreifens zu verschieben und dabei die Parallelität zum Muskelfaserverlauf beizubehalten. Dabei erfolgte die Verschiebung beim Musculus masseter entlang einer der Muskelfasern, beim Schläfenmuskel hingegen sollten durch eine Verschiebung senkrecht zur Muskelfaser ständig neue Fasern erreicht werden.



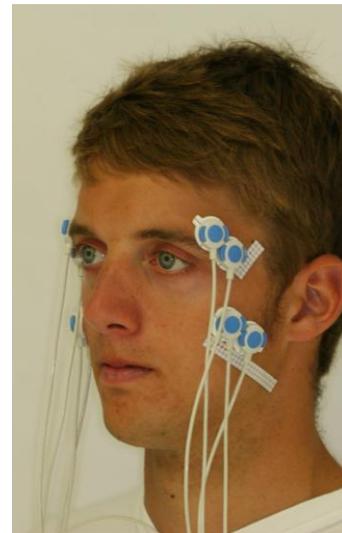
2.2.1



2.2.2



2.2.3



2.2.4

Abbildungen 2.2 Muskelfaserverläufe und Markierungen zur Ausrichtung der Klebestreifen

2.2.1 Faserverläufe des Musculus temporalis und des Musculus masseter am Schädel lateral dargestellt. Quelle: Prometheus LernAtlas der Anatomie, Kopf und Neuroanatomie [25] Mit freundlicher Genehmigung der Georg Thieme Verlag KG

2.2.2 Markierungen zur Positionierung der Klebestreifen

2.2.3 Markierungen und Positionierung der skalierten Klebestreifen

2.2.4 Angebrachte Elektroden und Anschluss an das EMG-Gerät

2.3.4 Versuchsablauf

Ein Messdurchlauf umfasste drei verschiedene Bissituationen (S1, S2, S3), die jeweils für acht Sekunden beibehalten wurden. Im ersten Fall hielt der Proband den Mund so weit geschlossen, dass ein leichter Zahnkontakt bestand (S1). Bei der zweiten Messung sollte die Testperson hingegen aus der Ruheschwebelage des Unterkiefers heraus auf das Kommando „Zubeißen“ mit maximaler Kraft in habitueller Interkuspitationsposition (IKP) zubeißen (S2) und erst bei der Anweisung „Loslassen“ den Mund wieder öffnen. Die dritte Bissituation (S3) erfolgte auf ähnliche Weise, nur dass der Proband dieses Mal auf zwei Watterollen der Länge 4 cm mit 8mm Durchmesser beißen musste. Die Watterollen wurden zwischen die seitlichen Zahnreihen auf Höhe der ersten Prämolaren bis zweiten Molaren gelegt.

Alle Probanden wurden identischen experimentellen Bedingungen unterworfen. Die elektromyographischen Messungen wurden immer in dem gleichen ruhigen Raum durch die gleichen Versuchsleiter (B1, B2) durchgeführt.

Bei den Versuchsleitern handelte es sich um zwei 24-jährige Studentinnen der Zahnmedizin in klinischen Semestern. Sie waren bemüht, sich gegenüber den Versuchspersonen möglichst gleich zu verhalten und benutzten immer dieselben Anweisungen. Um einen dennoch möglichen Versuchsleitereffekt auszuschalten, unterlief jeder Proband die Zyklen des Versuchsablaufes zwei Mal, wobei nach dem ersten Zyklus der Versuchsleiter wechselte.

Um die bestmögliche Muskelentspannung zu erreichen, saßen die Testpersonen mit aufrechter Kopfhaltung auf einem bequemen Bürostuhl, die Füße auf dem Boden abgestellt und die Arme im Schoß. Sie schlossen während der Messungen und Ruhephasen die Augen. Nach Hautreinigung und kurzer mündlicher Einweisung des Probanden wurden Klebestreifen angebracht, die mit jeweils fünf Punkten in drei Millimeter Abständen beschriftet waren (Abbildung 2.2.2). Die fünf Punkte dienten dazu, die Lokalisation der Elektroden für jeden neuen Messdurchlauf in einem definierten Abstand und in festgelegter Richtung zu ändern. Die indifferente Elektrode wurde an der Klavikula befestigt, die differentiellen Elektroden zunächst an den jeweiligen ersten Messpunkten (Elektrodenposition P1).

Der Proband wurde gebeten sich zu entspannen und kleine Bewegungen wie Blinzeln oder Schlucken zu vermeiden. Vor jedem Messdurchlauf wurde eine Nullkalibrierung durchgeführt und das EMG-Rohsignal hinsichtlich Störimpulsen, ausgefallener Grundspannung und regelmäßigem Grundmuster überprüft. Wenn nötig wurden der Hautkontakt der Elektroden oder die Kabelverbindungen zusätzlich überprüft.

Nach Stabilisierung der Werte wurde die erste Aufnahme gestartet. Dabei wurde über acht Sekunden die Muskelaktivität bei leichtem Zahnkontakt (S1) gemessen. Es folgten die Aufnahmen von der Bissituation S2 (maximales Zubeißen in habitueller Interkuspitationsposition) sowie S3 (maximales Zubeißen auf Watterollen). Nach jeder Aufnahme wurde eine halbinütige Pause eingelegt.

Vor Beginn des zweiten Messdurchlaufs an Elektrodenposition P2 wurden die vier differenten Elektroden entfernt und die Haut an dieser Stelle erneut gereinigt und getrocknet, um die Elektroden anschließend an den jeweiligen zweiten Punkten auf den Klebestreifen neu zu platzieren. Diese Ruhezeit half die Ermüdung der Kaumuskulatur gering zu halten.

Die fünf Messdurchläufe pro Testperson und Versuchsleiter nahmen eine durchschnittliche Zeit von 30 Minuten in Anspruch. Die Muskelaktivitäten eines Probanden wurden demnach über den Zeitraum von 57 Minuten gemessen (Tabelle 2.1).

Versuchsbedingung	Nr.	Dauer	
		Je Einheit	Total
Hautreinigung und Anleitung	0	3 Min 0 Sek	6 Min 0 Sek
Anbringen der Klebestreifen und Elektroden	1	3 Min 0 Sek	
Entspannungsphase	2	1 Min 0 Sek	4 Min 54 Sek
Leichter Zahnkontakt	3	8 Sek	
Entspannung	4	30 Sek	
Max. Zubeißen in IKP	5	8 Sek	
Entspannung	6	30 Sek	
Max. Beißen auf Watte	7	8 Sek	
Umkleben der Elektroden	8	2 Min 30 Sek	
4 x Wiederholung 2 bis 8		19 Min 36 Sek	19 Min 36 Sek
Wechsel des Versuchsleiters		2 Min 0 Sek	2 Min 0 Sek
5x Wiederholung 2 bis 8		22 Min 0 Sek	24 Min 30 Sek
Gesamt			57 Min 0 Sek

Tabelle 2.1 Angaben zum Ablauf der Untersuchung - Benennung der Versuchsbedingungen mit Nummer und Dauer

2.4 Auswertung

2.4.1 Datenaufbereitung und -speicherung

Alle registrierten Potenziale wurden in einer Datenbank der Software WinJaw gespeichert und visualisiert. Im Modus „View“ konnten die Spannungsmesskurven der vier gemessenen Muskeln im Zeitablauf betrachtet werden. Das Programm markierte automatisch den jeweils relevanten Abschnitt der Messkurve, so beispielsweise die Zeit des Zubeißens auf Watte. Die Markierung war bei Bedarf manuell korrigierbar. Die Messkurven, sowie die mittleren Spannungswerte der gewählten Ausschnitte waren wiederum im Modus „Report“ graphisch und in Zahlen abrufbar (Abbildung 2.3).

In der Studie wurde die mittlere Amplitude der EMG-Spannung in μV über die jeweiligen Zeitabschnitte (ca. 8 Sekunden) gemittelt und zur Auswertung herangezogen. Diese Mittelwerte wurden zusammen mit den ermittelten Probandeneigenschaften in einer Tabelle im Programm Microsoft Excel®, Microsoft Corporation, Redmont, USA gesammelt.

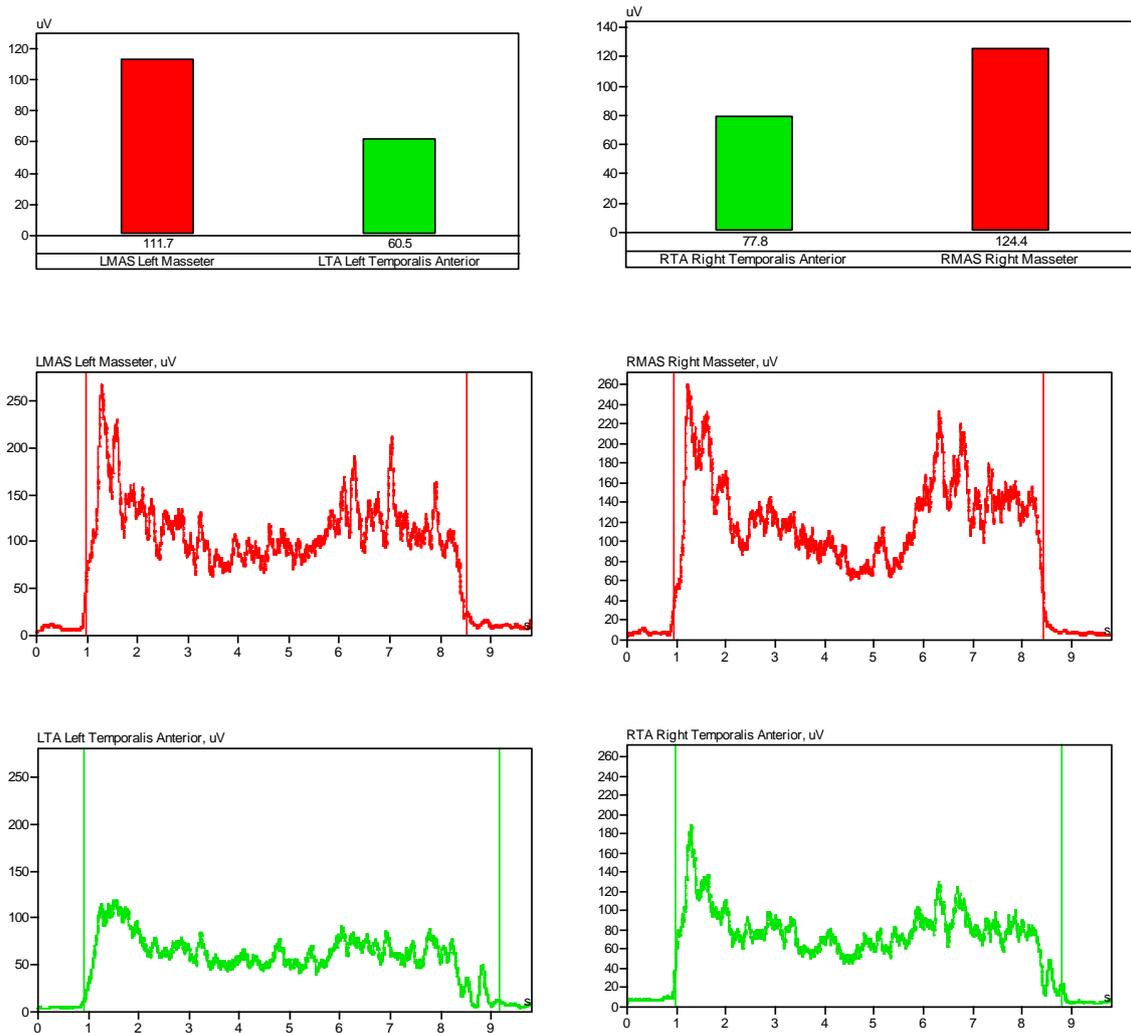


Abbildung 2.3 Ausschnitt aus dem Modus „Report“ der Software WinJaw bei der Messung von Muskelaktivitäten eines Probanden beim Zubeißen

- Oben:** Spannungsmittelwerte (Einheit μV) der vier untersuchten Muskeln in Form eines Säulendiagramms.
- Mitte:** Gemessene Muskelspannung des rechten und linken M. temporalis über die Zeit von circa 8 Sek.
- Unten:** Gemessene Muskelspannung des rechten und linken M. masseter über die Zeit von circa 8 Sek.

2.4.2 Statistische Methoden der Datenauswertung

Die in Form der Tabelle gesammelten Werte wurden für die statistische Auswertung folgendermaßen angeordnet:

- Eine Zeile enthielt sämtliche Informationen und Messwerte genau eines Probanden.
- Die vorderen Spalten (Spalte A bis K) enthielten neben einer Identifikationsnummer die in der Voruntersuchung ermittelten Eigenschaften der Testpersonen, wie Geburtsdatum, Ge-

schlecht, Bart, Körpergröße und -gewicht, BMI, Zahnanzahl, Füllungen, Inlays und Okklusionstyp. Die weiteren Spalten (L bis EA) enthielten die Messwerte.

- Ein Feld enthielt jeweils den Spannungsmesswert, der von einem Behandelnden an einer Elektrodenposition eines Muskels während einer Bissituation abgegriffen wurde.

Die statistische Auswertung wurde mittels SSPS® in der Version 11.5.1 von *LEAD Technologies, Inc. Charlotte, USA* realisiert. Durchgeführt wurden folgende Tests:

- Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
- Deskriptive Statistik: Mittelwert, Standardabweichung, Schiefe
- Test auf signifikante Unterschiede zwischen den Messreihen bei unterschiedlichen Positionen P1 bis P5 und zwischen den unterschiedlichen Gruppen: gepaarter t-Test, einfaktorielle ANOVA (analysis of variance)
- Test auf signifikante Unterschiede zwischen Probanden und den Probandengruppen bei unterschiedlichen Positionen P1 bis P5: gepaarter t-Test, einfaktorielle ANOVA
- Test auf signifikante Abhängigkeiten zwischen den Muskeln: Korrelationstest von Spearman
- Die Multiple lineare Regression dient als Instrument zur Untersuchung des funktionalen Zusammenhangs zwischen einem quantitativen Merkmal (Werte eines Muskels) mit Ausprägungen für verschiedene Positionen. Es sollen Zusammenhänge zwischen Muskeln bzw. Positionen beschrieben werden, um so zu einer Beantwortung der Hypothesen zu gelangen.

Alle Tests wurden auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 5\%$ durchgeführt.

2.4.3 Interpretation der Messdaten

2.4.3.1 Festlegungen des Ist-Wertes

Laut Benutzerhandbuch des Herstellers Zebris soll die Elektrode auf die größte laterale Prominenz, die der Muskel beim Zubeißen entwickelt, geklebt werden. Diese Position entsprach in der Versuchsanordnung dem Messpunkt P3. Als Ist-Wert wurde an den vier Muskeln jeweils der Messwert gewählt, der an der Elektrodenposition P3 abgegriffen wurde, da an diesem Punkt die aussagekräftigsten Messwerte für die Gesamtkraftentwicklung des Muskels zu erwartet wurden.

2.4.3.2 Reproduzierbarkeit der Messdaten

Die am Messpunkt P3 registrierten Potenziale der Mm. Temporales und Mm. Massetri jeder Testperson und Bissituation von Versuchsleiter 1 wurden den registrierten Potenzialen des Versuchsleiters 2 gegenübergestellt. Mit Hilfe des gepaarten t-Tests wurde überprüft, ob zwischen den gemessenen Potenzialen ein signifikanter Unterschied existierte, der zudem außerhalb der festgelegten Toleranzbereiche liegt. Zusätzlich wurde untersucht, inwieweit die möglichen positionsabhängigen Messwertdifferenzen bei zwei verschiedenen Behandelnden variieren.

2.4.4 Auswertungsmethoden

2.4.4.1 Überprüfung der Hypothese 1

Die für jeden Muskel über die Zeit gemittelten Potenziale an den Messpunkten P1, P2, P4, und P5 wurden für jeden Probanden mit dem als Istwert festgelegten Potenzial am Messpunkt P3 verglichen. Die gemessenen Werte wurden für alle drei Bissituationen untersucht. Anschließend wurde beurteilt, ob die möglichen Differenzen zwischen dem Istwert und einem an anderer Position erhaltenen Wert außerhalb der festgelegten Toleranzbereiche lagen.

2.4.4.2 Überprüfung der Hypothese 2

Die Probanden wurden anhand ihres Geschlechts in zwei Gruppen, m (männlich) und w (weiblich), aufgeteilt. Pro Gruppe wurden für die vier untersuchten Muskeln die Mittelwerte der Potenziale in leichtem Zahnkontakt, bei starkem Zubeißen und bei Zubeißen auf Watte berechnet. Diese Mittelwerte wurden anschließend einander gegenübergestellt. Außerdem wurden innerhalb beider Gruppen die Differenzen zwischen den jeweiligen Istwerten am Messpunkt P3 und den Werten an allen anderen Messpunkten für alle Bissituationen berechnet. Anschließend wurde untersucht, ob sich in einer der beiden Gruppen im Mittel deutlich höhere Differenzen zum Istwert ergaben und ob die möglichen Differenzen zwischen Istwert und einem an anderer Position erhaltenen Wert außerhalb der festgelegten Toleranzbereiche lagen.

2.4.4.3 Überprüfung der Hypothese 3

Die Probanden wurden in zwei Untergruppen m_B (Barträger) und $m_{0,w}$ (ohne Bart) aufgliedert. Die pro Gruppe gemittelten Messwerte der Musculi. massetri wurden in allen drei Bissituationen und für jeden Messpunkt konfrontiert und mit den festgelegten Toleranzberei-

chen abgeglichen. Innerhalb beider Gruppen wurden anschließend für den Musculus masseter die Differenzen zwischen den Istwerten am Messpunkt P3 und den Werten an den anderen Messpunkten berechnet. Diese Berechnungsmethode erlaubte eine Schlussfolgerung darüber, ob sich in einer der beiden Gruppen im Mittel deutlich höhere Differenzen zum Istwert ergaben.

3 Ergebnisse

3.1 Probandenkollektiv

Nach dem Auswerten von 73 Fragebögen wurden bereits 13 Personen von der Studie ausgeschlossen. Die Gründe reichten von muskulären Beschwerden (5x) (insbesondere im Bereich der Nackenmuskulatur) über Schiefstellung der Wirbelsäule (1x) bis hin zu durchgemachten Bandscheibenvorfällen (2x). Zwei Bewerber schieden wegen nicht abgeschlossener KFO-Behandlung und drei aufgrund von Kiefergelenksknacken aus. Somit wurden 60 potenzielle Studienteilnehmer zur Befundaufnahme einbestellt. Dabei wurde in sechs Fällen Karies diagnostiziert, woraufhin eine Überweisung zum Hauszahnarzt folgte. Zusätzlich wurde bei zwei weiteren Personen Kiefergelenksgeräusche festgestellt. Bei vier Personen wiesen starke Schliffacetten auf Vorkontakte bzw. Bruxismus hin und bei weiteren vier lagen in sagittaler Relation keine Neutralbisslage und/oder ein frontoffener Biss vor.

Schließlich bestand das Probandenkollektiv aus 44 gesunden Testpersonen, von denen 20 männlich und 24 weiblich waren. Das Alter variierte von 18 bis 38 Jahren bei einem Mittelwert von 25,8 Jahren und einer Standardabweichung von 3,6.

- Der Bodymassindex (BMI) aller Teilnehmer entsprach mit Werten zwischen 17,67 und 24,54 kg/m² gemäß der Adipositas-Klassifikation der Weltgesundheitsorganisation (WHO) denen eines normalgewichtigen Erwachsenen [26]. Mit einer Standardabweichung von 1,99 lag der Mittelwert des Gewichts bei 21,8 kg/m².
- Von den männlichen Probanden trugen elf Personen zum Zeitpunkt der elektromyographischen Messung einen sogenannten 3-Tage-Bart (Barthaare bis 4 mm Länge) im Bereich der Wangen.
- Die Versuchspersonen wiesen eine maximale Zahnanzahl von 32 und eine mittlere von 28,4 auf. Die Standardabweichung von 1,48 ergab sich durch die nur teilweise durchgebrochenen Weisheitszähne. Dabei besaßen 30 Probanden Füllungen; vier dieser Probanden waren zusätzlich mit Inlays versorgt.
- Bei der dynamischen Okklusion herrschten Front-Eckzahnführung (45%) und die unilaterale Führung (34%) vor. Weitere 18% der Teilnehmer wiesen eine bilateral balancierte Okklusion auf.

3.2 Deskriptive Statistik

Der Kolmogorov-Smirnov-Test (Tabelle 7.3.1 im Anhang) zeigte, dass die Daten aller Messreihen annähernd normal verteilt waren.

Die Entwicklung der Spannungen ist in Abbildung 3.1 dargestellt. Bei leichtem Zahnkontakt (S1) lagen die Werte um 5 μV , bei starkem Zubeißen (S2) um 100 μV und beim Beißen auf Watte (S3) erreichten sie 125 μV .

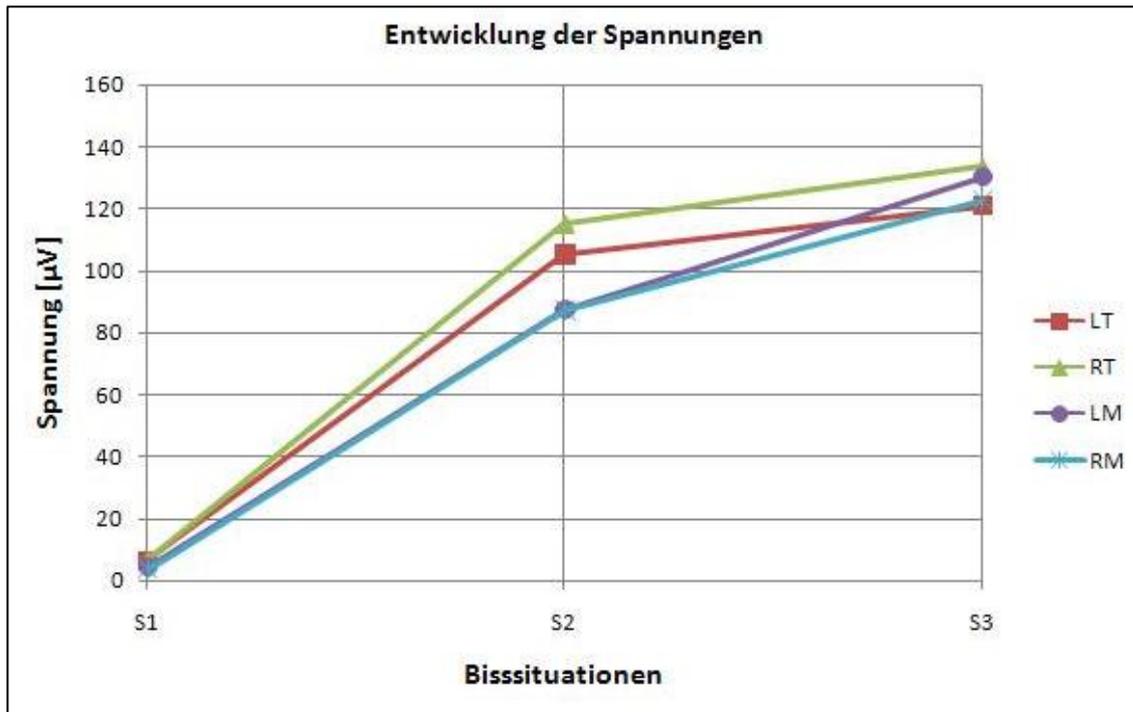


Abbildung 3.1 Spannungsmittelwerte [μV] aller Probanden an Elektrodenposition P3 für die Bissituationen (S1 bis S3), gemessen durch den Behandelnden B1.

LT / RT = linker/ rechter M. temporalis

LM / RM = linker/ rechter M. masseter

Für die als Istwert festgelegten Potenziale an Elektrodenposition P3 ergaben sich bei den drei Bissituationen (S1, S2, S3) folgende Mittelwerte (Tabelle 3.1):

- Unter leichtem Zahnkontakt (S1) lagen diese Mittelwerte für die Musculi Temporales in einem Bereich von 6,4 μV beim ersten Behandelnden (B1). Für die Musculi Massetri ergab sich ein Bereich bis 4,4 μV bei B1.
- Beim maximalen Zubeißen in habitueller Interkuspitation (S2) beliefen sich die Mittelwerte bei B1 für die Musculi Temporales auf 105,2 μV und für die Musculi Massetri auf 87,3 μV .

- Die gemittelten Potenziale der Schläfenmuskeln beim Beißen auf Watte (S3) lagen bei B1 im Bereich von 120,8 μV , während die Werte der Musculi Massetri sich bei 122,7 μV bewegten.

Behandelnder		B1						B2	
Bissituation	Muskel	MW	STD	MW	STD	MW	STD	MW	STD
		w, m	w, m	m	m	w	w	w, m	w, m
S1 Leichter Zahnkontakt	LT	6,4	3,4	6,9	2,9	6,1	3,8	5,8	3,9
	RT	6,4	5,0	6,1	2,8	6,7	6,4	5,8	4,9
	LM	4,4	2,8	4,5	2,8	4,2	2,8	4,2	2,8
	RM	4,0	2,5	3,8	2,1	4,2	2,9	3,5	2,3
S2 Max. Zubeißen IKP	LT	105,2	46,8	108,7	44,1	101,1	50,5	107,3	47,0
	RT	115,3	60,2	111,2	58,2	118,1	64,1	121,4	59,0
	LM	87,6	50,6	87,8	47,4	86,5	55,2	89,3	49,8
	RM	87,3	55,9	79,6	55,6	94,0	57,7	90,1	56,8
S3 Max. Zubeißen Watte	LT	120,8	48,8	108,9	52,9	131,2	44,8	126,7	50,1
	RT	133,7	62,5	126,6	60,7	141,2	65,5	136,6	62,8
	LM	130,2	60,5	116,1	63,1	142,2	58,2	135,3	60,2
	RM	122,7	60,8	107,4	66,2	137,7	53,9	128,5	63,2

Tabelle 3.1 Spannungsmittelwerte (MW) [μV] und Standardabweichung (STD) [μV] aller Probanden an Elektrodenposition P3 für die Bissituationen (S1 bis S3), unterteilt nach männlichen (m) und weiblichen (w) Probanden und für die Behandelnden B1 und B2.

LT / RT = linker/ rechter M. temporalis

LM / RM = linker/ rechter M. masseter

Eine deutliche Diskrepanz zwischen den mittleren Spannungen des jeweiligen rechten und linken Muskels eines Probanden war nicht ersichtlich. Die seitenbezogene Differenzen reichten von weniger als 1 μV bei leichtem Zahnkontakt bis zu Ungleichmäßigkeiten von 14 μV bei maximalem Zubeißen. Die Tabelle 3.1 schlüsselt die angesprochenen Mittelwerte zusätzlich für männliche und weibliche Probanden auf. Die Spannungsmittelwerte an den verschiedenen Elektrodenpositionen werden in den Tabellen 7.3.2 bis 7.3.7 im Anhang illustriert.

3.3 Festlegen eines Toleranzbereichs

Selbst bei gleichbleibender Messanordnung können die bei der EMG registrierten Potenziale schwanken. Für die drei Bisssituationen (S1, S2, S3) daher folgende Toleranzbereiche festgelegt: 3 μV bei S1, 15 μV bei S2 und 20 μV bei S3.

Um festzustellen, ob Veränderungen in der Messanordnung, wie zum Beispiel unterschiedliche Behandelnde, eine abweichende Elektrodenlokalisierung oder das Vorhandensein von Barthaaren die registrierten Potenziale zusätzlich beeinflussten, wurden im Folgenden erst Abweichungen vom Istwert, die oberhalb dieser Toleranzbereiche lagen, als relevant betrachtet.

3.4 Fehleranalyse: Wiederholung der Messungen durch einen zweiten Behandelnden

Bei einem Vergleich der mittleren Messwerte des ersten Behandelnden (B1) mit denen des zweiten Behandelnden (B2) in Tabelle 3.1 traten keine signifikanten Differenzen auf. Bei leichtem Zahnkontakt variierten die Mittelwerte für die Musculi Temporales lediglich um 0,6 μV und für die Musculi Massetri um 0,5 μV .

Der erste Behandelnde hatte bei der zweiten Bisssituation (maximales Zubeißen) Muskelaktivitäten von durchschnittlich 87,3 μV (rechter Musculus masseter) bzw. 87,6 μV (linker Musculus masseter) gemessen. Davon wichen die Messungen des zweiten Behandelnden um 2,8 μV bzw. 1,7 μV ab.

Zwischen den Messungen der beiden Versuchsleiter ergab sich der größte Potenzialunterschied von 5,9 μV beim Zubeißen auf Watterollen aus 126,7 μV (B1) und 120,8 μV (B2) beim linken Schläfenmuskel.

Wie in Kapitel 3.2 bereits beschrieben wurde, ließen sich beim Vergleich der Muskelaktivitäten eines Probanden, die von Versuchsleiter B1 aufgenommen wurden, mit denen des zweiten Versuchsleiters hinsichtlich der Abweichungen der Messwerte keine signifikanten Unterschiede erkennen (Tabelle 7.3.8 im Anhang). Zusätzlich zu den Basismesswerten wurden die absoluten positionsabhängigen Differenzen für beide Behandelnde getrennt berechnet und verglichen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7.3.9 im Anhang aufgeführt. Die Differenzen zum Istwert verhielten sich bei beiden Versuchsleitern gleich. Für die erste Bisssituation (S1) beim linken Musculus masseter betrug die Abweichungen beim Behandelnden B1 2,23 μV bis 3,35 μV und beim Behandelnden B2 1,79 μV bis 2,48 μV . Beim Zubeißen in habitueller Interkuspidation (S2) erreichten die Differenzen beim ersten Versuchsleiter Werte zwischen

17,86 μV und 28,69 μV und bei dem zweiten Versuchsleiter 12,96 μV bis 20,45 μV . Die entsprechenden Werte bei Bisssituation 3 (S3) betragen 25,74 μV bis 44,40 μV (B1) und 22,78 μV bis 43,77 μV (B2).

Auch der in Abbildung 3.2 (Kapitel 3.5.2) verdeutlichte Trend ließ sich aus den Messwerten beider Versuchsleiter erfassen. Die Ergebnisse des gepaarten t-Tests, keine signifikanten Unterschiede zwischen den Behandelnden B1 und B2 (Tabelle 7.3.8 im Anhang), bestätigten die Aussage. Bei einem Signifikanzniveau von $\forall = 5\%$ waren bei den Messreihen mit Ausnahme von LM 121 keine signifikanten Unterschiede zwischen den Behandelnden nachweisbar.

Ein Versuchsleitereffekt konnte somit ausgeschlossen werden. Bei den folgenden Analysen fanden infolgedessen ausschließlich die Messwerte des ersten Behandelnden Anwendung.

3.5 Ergebnis zu Hypothese 1

Es sollte die Frage geklärt werden, ob eine geringfügig abweichende Elektrodenplatzierung bei ansonsten konstanten Untersuchungsbedingungen die Messergebnisse bedeutsam beeinflusst.

3.5.1 Vergleich der fünf Messpositionen

Bei einer Elektrodenplatzierung entsprechend der anfangs beschriebenen Anleitung ließen sich an jedem untersuchten Muskel fünf Messpunkte unterscheiden. Mithilfe des gepaarten t-Tests wurde zunächst überprüft, ob zwischen den fünf Messpunkten auf dem 5%-Niveau signifikante Unterschiede existierten.

Unter der Annahme, dass eine Positionierung der Elektroden an dem jeweiligen Punkt 3 aussagekräftige elektromyographische Messwerte liefert, wurden die dort gemessenen Spannungen ceteris paribus als Istwerte festgelegt. Für diese Istwerte wurde die absolute mittlere Abweichung zu den jeweiligen Messwerten an den Punkten P1, P2, P4 und P5 für jeden Muskel und jede Bisssituation bestimmt. Die Signifikanz ($p \leq 0,05$) dieser positionsabhängigen Differenzen, wurde mithilfe des t-Tests überprüft. Die entsprechenden Werte sind in der Tabelle 7.3.12 im Anhang hinterlegt.

In der nachfolgenden Tabelle 3.2 sind die angesprochenen Differenzen den einzelnen Bisssituationen zugeordnet.

		Bissituationen					
Elektrodenposition		S1: leichter Zahnkontakt		S2: max. Zubeißen IKP		S3: max. Zubeißen Watte	
Muskel	Position	abs. Diff.	MW abs. Diff.	abs. Diff.	MW abs. Diff.	abs. Diff.	MW abs. Diff.
LM	1	3,25	2,96	28,69	22,86	44,40	33,97
	2	3,02		18,00		25,74	
	4	2,23		17,86		27,80	
	5	3,35		26,90		37,94	
RM	1	3,03	2,33	29,43	20,69	39,42	33,11
	2	2,46		18,20		28,23	
	4	2,23		15,18		28,81	
	5	1,62		19,97		35,98	
LT	1	3,42	2,66	24,16	16,91	24,21	23,73
	2	2,51		14,43		21,34	
	4	2,23		12,81		21,81	
	5	2,47		16,27		27,56	
RT	1	3,54	3,16	27,98	21,17	31,25	23,93
	2	2,75		18,08		19,26	
	4	3,15		17,55		19,20	
	5	3,19		21,05		26,02	

Tabelle 3.2 Mittlere absolute Potenzialdifferenzen [μV] und ihre Mittelwerte (MW) je Muskel zwischen den Messwerten an den Positionen 1,2,4 und 5 und dem Istwert an Position 3, bei den drei Bissituationen (S1 bis S3).

Bei leichtem Zahnkontakt (S1) wurde deutlich, dass die Messwerte, die an unterschiedlichen Positionen erhoben wurden, bis auf einige Ausnahmen signifikant ($p \leq 0,05$) gleich sind (Tabellen 7.3.12 und 7.3.13 im Anhang). Es traten lediglich dann signifikante Unterschiede auf, wenn Messwerte der Randpositionen P1 oder P5 mit dem Istwert verglichen wurden, welcher auf der Messstrecke zwei Positionen entfernt liegt. Insgesamt befanden sich die Schwankungen bei der Bissituation S1 in einer Größenordnung, die lediglich marginal ($< 0,8 \mu\text{V}$) den hierfür festgelegten Toleranzbereich von $3 \mu\text{V}$ überstiegen (Tabelle 3.2). Eine sensible Reak-

tion des Sensors auf seine Positionierung bei leichtem Zahnkontakt konnte damit nicht nachgewiesen werden.

Die elektromyographisch bestimmte Muskelaktivität bei maximalem Zusammenbeißen in habitueller Interkuspitation (S2) zeigte hingegen in der Masse hoch signifikante ($p \leq 0,01$) positionsabhängige Differenzen. Für die Bissituation S2 wurden Schwankungen bis $15 \mu\text{V}$ als tolerabel erklärt. Innerhalb dieser Grenze lagen bei der Versuchsanordnung nur wenige und wenn, dann solche Messwerte, die direkt benachbart zur Position 3 registriert wurden (in Tabelle 3.2 LT 2, LT 4). Bei maximalem Zubeißen konnte demnach eine Reaktion der Elektrode auf eine Änderung ihrer Lage über dem Muskel festgestellt werden. Dies betraf insbesondere die Lageänderungen über eine Distanz von 3 mm.

Bei der dritten Bissituation, dem Beißen auf Watte (S3), zeigten sich bei der Hälfte der Messungen statistisch hoch signifikante ($p \leq 0,01$) und signifikante ($p \leq 0,05$) Unterschiede zwischen Potenzialen, die an Punkt 3 aufgenommen wurden und Potenzialen an den weiteren Lokalisationen. Bei gegebenem 5%-Niveau ergab hier die Analyse der weiteren Messwerte keine signifikanten Differenzen (Tabellen 7.3.12 und 7.3.13 im Anhang). Beim Vergleich der Muskelspannungen am linken Musculus temporalis traten kaum positionsabhängige Unterschiede auf, während diese rechtsseitig sehr wohl registriert wurden.

Bei der Bissituation 3 überstiegen die gemittelten absoluten Abweichungen (bis auf zwei Ausnahmen) den Toleranzbereich von $20 \mu\text{V}$. Die Schwankungen für die Musculi massetri mit einem Mittelwert von $33 \mu\text{V}$ fielen deutlich größer aus, als bei den Musculi temporales, bei denen die mittlere positionsabhängige Differenz nur $23 \mu\text{V}$ betrug.

Bei genauerer Betrachtung der beschriebenen Differenzen (Tabelle 3.2) wurde offensichtlich, dass die Muskelaktivitäten an den Punkten P1, P2, P4 und P5 in einem ganz bestimmten Muster um den Istwert streuten. Während die Messwerte an den jeweils nur 3 mm entfernten Positionierungen (P2 und P4) nur geringfügig vom festgelegten Idealwert abwichen, ergaben sich für die Potenziale an den Einstellungen P1 und P5 entsprechend stärkere Differenzen.

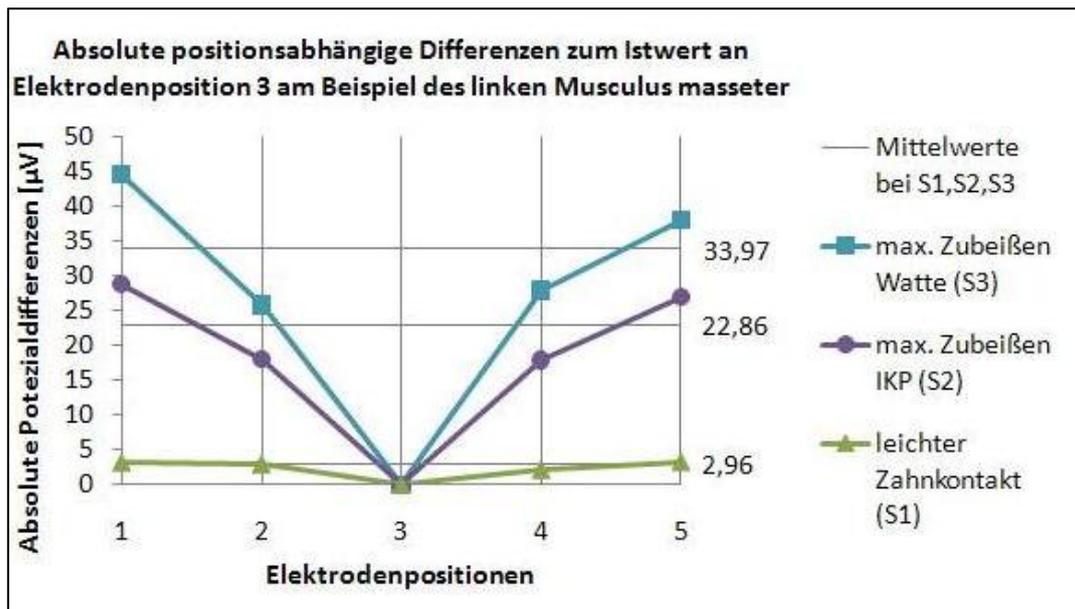


Abbildung 3.2 Mittlere absolute Potentialdifferenzen [µV] zwischen den Messwerten an den Positionen P1, P2, P4 und P5 und dem Istwert an Position P3, bei den drei Bissituationen (S1 bis S3) am Beispiel des linken M. masseter

Insgesamt zeigten diejenigen Potenziale, die an der Elektrodenposition P1 gemessen wurden, im Vergleich mit den anderen Positionen recht regelmäßig die größte Abweichung vom Kontrollwert an Position P3. Das in Abbildung 3.2 beispielhaft für den linken Musculus masseter veranschaulichte Streuungsmuster um den Istwert trat einheitlich in jeder Bissituation beidseitig, sowohl an den Musculi temporales als auch an den Musculi massetri, auf.

3.5.2 Korrelationsanalyse

Die Ergebnisse zu den positionsabhängigen Differenzen wurden durch den Korrelationskoeffizienten (R) nach Pearson belegt. Zwischen den Messwerten an Position P3 (Istwerte) der vier Muskeln und denen an den anderen vier Messpunkten besteht somit ein funktionaler Zusammenhang. Die Werte in der nachstehenden Tabelle 3.3 ließen vorwiegend eine relative mittelstarke bis starke positive Korrelation ($R \geq 0,5$; $p \leq 0,05$) erkennen.

Bei leichtem Zahnkontakt ließen sich am linken Musculus masseter keine eindeutigen Wechselbeziehung erkennen. Bei den anderen drei Muskeln fanden sich hingegen positive Korrelationen zwischen dem Istwert und den Messwerten, die an den Positionen P1, P2, P4 und P5 abgegriffen wurden. Der Korrelationskoeffizient nahm dabei Werte zwischen 0,4 und 0,9 an.

Für die Bissituation S2, maximales Zubeißen, zeigte sich dieser funktionelle Zusammenhang bei einem Korrelationskoeffizient von 0,807 bis 0,956 stark positiv. Der in Abbildung 3.2

dargestellte Zusammenhang wurde durch die Größe der Korrelationskoeffizienten erneut bestätigt: An den Positionen P2 und P4 zeigt sich jeweils ein stärkerer positiver Zusammenhang mit dem Istwert als an den Positionen P1 und P5. Diese Beobachtung ist in Tabelle 3.4 (roter Kasten) beispielhaft für den linken Musculus masseter markiert. Dort belief sich der Koeffizient R an Position P2 auf 0,914 und an Position P4 auf 0,909, während er an Position P1 0,807 und Position P5 0,832 betrug.

Beim Beißen auf Watte (S3) fanden sich ähnliche Wechselbeziehungen, wie bei der zweiten Bissituation. Die positive Korrelation war durchgehend vorhanden, jedoch zum Teil etwas schwächer ausgeprägt. Der Koeffizient nach Pearson (R) nahm Werte zwischen 0,721 und 0,930 an. Dabei ließen sich die niedrigsten Werte wiederum den Randpositionen zuordnen, während für die dem Istwert benachbarten Positionen K stärker positiv war.

S1: leichter Zahnkontakt				S2: max. Zubeißen IKP				S3: max. Zubeißen auf Watte						
		LM 3	LT 3			LM 3	LT3			LM 3	LT 3			
LM 1	R	0,476		LM 1	R	0,807		LM 1	R	0,792				
	p	0,001			p	0,000			p	0,000				
LM 2	R	0,255		LM 2	R	0,914		LM 2	R	0,897				
	p	0,095			p	0,000			p	0,000				
LM 4	R	0,476		LM 4	R	0,909		LM 4	R	0,845				
	p	0,001			p	0,000			p	0,000				
LM 5	R	0,211		LM 5	R	0,832		LM 5	R	0,752				
	p	0,169			p	0,000			p	0,000				
LT 1	R			0,427	LT 1	R			0,829	LT 1		R		0,777
	p			0,004		p			0,000			p		0,000
LT 2	R		0,692	LT 2	R		0,934	LT 2	R		0,799			
	p		0,000		p		0,000		p		0,000			
LT 4	R		0,697	LT 4	R		0,934	LT 4	R		0,853			
	p		0,000		p		0,000		p		0,000			
LT 5	R		0,702	LT 5	R		0,919	LT 5	R		0,799			
	p		0,000		p		0,000		p		0,000			
		RM 3	RT 3			RM 3	RT 3			RM 3	RT 3			
RM 1	R	0,195		RM 1	R	0,832		RM 1	R	0,721				
	p	0,206			p	0,000			p	0,000				
RM 2	R	0,516		RM 2	R	0,942		RM 2	R	0,888				
	p	0,000			p	0,000			p	0,000				
RM 4	R	0,580		RM 4	R	0,956		RM 4	R	0,899				
	p	0,000			p	0,000			p	0,000				
RM 5	R	0,563		RM 5	R	0,939		RM 5	R	0,927				
	p	0,000			p	0,000			p	0,000				
RT 1	R			0,387	RT 1	R			0,826	RT 1		R		0,834
	p			0,009		p			0,000			p		0,000
RT 2	R		0,821	RT 2	R		0,933	RT 2	R		0,927			
	p		0,000		p		0,000		p		0,000			
RT 4	R		0,765	RT 4	R		0,940	RT 4	R		0,930			
	p		0,000		p		0,000		p		0,000			
RT 5	R		0,877	RT 5	R		0,921	RT 5	R		0,866			
	p		0,000		p		0,000		p		0,000			

Tabelle 3.3 Der Korrelationskoeffizient nach Pearson (R) und die jeweilige Signifikanz (p) zwischen den Istwerten (3) und den Messwerten an den Positionen (P1, P2, P4, P5) für den linken und rechten M. temporalis (LT, RT) und M. masseter (LM, RM) bei den drei Bissituationen (S1 bis S3). Signifikanzniveau $\forall = 5\%$.

Im Rahmen der Korrelationsanalyse wurde außerdem überprüft, ob zwischen den pro Muskel gemessenen Istwerten der drei Bisssituationen lineare Zusammenhänge bestanden. Die unten stehende Tabelle 3.4 zeigt, dass weder zwischen der Situation S1 und S2 noch zwischen der Situation S1 und S3 ein eindeutiger Zusammenhang existierte. Probanden, die schon bei leichtem Zahnkontakt einen hohen Muskeltonus aufwiesen, zeigten demnach nicht immer auch große Spannungswerte beim starken Zubeißen in Interkuspitationsposition oder auf Watte.

Ausnahmslos starke positive Wechselbeziehungen (roter Kasten in Tabelle 3.4) bestanden hingegen zwischen Bisssituation S2 und S3. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson (R) nahm bei einer hohen Signifikanz von $p \leq 0,01$ Werte zwischen 0,52 und 0,88 an. Dieser Zusammenhang war bei den vier untersuchten Muskeln in ähnlicher Ausprägung vorhanden. Folglich wiesen hohe beim Zubeißen entwickelte Spannungswerte auf eine große durchführbare Kaufkraft des Probanden hin, die mittels Elektromyographie sowohl beim maximalen Zusammenbeißen unter Zahnkontakt (S2) als auch beim auf Watte (S3) festgestellt werden konnten.

		LM 3	LT 3	RM 3	RT 3	LM 3	LT 3	RM 3	RT 3
		S2	S2	S2	S2	S3	S3	S3	S3
LM 3 S1	R	0,14	0,25	0,10	0,07	0,13	0,09	0,07	0,12
	p	0,36	0,10	0,51	0,66	0,39	0,55	0,64	0,45
LT 3 S1	R	0,20	0,29	0,23	0,24	0,19	0,08	0,20	0,22
	p	0,19	0,06	0,14	0,11	0,22	0,60	0,20	0,15
RM 3 S1	R	0,28	0,37	0,24	0,19	0,23	0,31	0,23	0,30
	p	0,07	0,01	0,12	0,21	0,13	0,04	0,13	0,05
RT 3 S1	R	0,29	0,42	0,23	0,29	0,23	0,27	0,16	0,20
	p	0,06	0,00	0,13	0,06	0,14	0,08	0,29	0,20
LM 3 S2	R					0,85	0,64	0,69	0,67
	p					0,00	0,00	0,00	0,00
LT 3 S2	R					0,52	0,68	0,53	0,67
	p					0,00	0,00	0,00	0,00
RM 3 S2	R					0,82	0,56	0,88	0,52
	p					0,00	0,00	0,00	0,00
RT 3 S2	R					0,59	0,64	0,57	0,82
	p					0,00	0,00	0,00	0,00

Tabelle 3.4 Der Korrelationskoeffizient nach Pearson (R) und die jeweilige Signifikanz (p) zwischen den Istwerten der drei Bissituationen (S1 bis S3) für den linken und rechten M. temporalis (LT, RT) und M. masseter (LM, RM) für das Signifikanzniveau $p = 0,05$

3.5.3 Vorhersagen mit Hilfe der multiplen linearen Regression

Die lineare Regressionsanalyse ist eine Methode zur Messdatenauswertung, um die Abhängigkeit einer Messgröße von anderen Messgrößen als Linearkombination der Messgrößen darzustellen. Damit lassen sich im Anschluss beliebige andere Fälle näherungsweise berechnen, die in den durchgeführten Messungen nicht enthalten sind.

Es sollte zunächst überprüft werden, inwieweit die an den Elektrodenpositionen gemessenen Potenziale einen Rückschluss auf die Spannungsentwicklung an der Referenzposition P3 erlauben. In der Tabelle 7.3.19 im Anhang sind die Ergebnisse der multiplen linearen Regression zur Vorhersage über die Stärke des Zusammenhangs zwischen den Messwerten an Position

P3 (unabhängige Variable) und denen an den Positionen P1, P2, P4 und P5 (abhängige Variablen) aufgeführt. Die Analyse erfolgte für den linken und rechten Musculus masseter und Musculus temporalis gewichtet für die jeweiligen Bisssituationen S1, S2 und S3.

Bei Bisssituation S1 lag die Varianzaufklärung (adjustiertes R-Quadrat) zwischen 32% bei den Werten des linken Musculus masseter und 75% bei denen des rechten Musculus temporalis. Für das vorgegebene Signifikanzniveau von 5% zeigte sich, dass die Potenziale an der Position 4 für den Musculus masseter und an der Position P5 für den Musculus temporalis einen signifikanten positiven Einfluss (Beta zwischen 0,5 und 0,8) ausübten. Das bedeutete, dass zum Beispiel für den linken Musculus masseter an Position P4 (S1, LM P4) mit einer Wahrscheinlichkeit von unter 4% kein Zusammenhang zu Position P3 (S1, LM P3) bestand.

Für die Bisssituationen S2 und S3 war die Situation nicht eindeutig. Die Varianzaufklärung lag im Schnitt bei 90%. Hier konnten auch andere Positionen Einfluss haben. Generell hatte die Position P5 Einfluss auf den Musculus masseter und die Position P4 auf den Musculus temporalis.

Im Weiteren wurde die Regressionsanalyse angewandt, um zu ermitteln, ob zwischen den Istwerten der vier untersuchten Muskeln eine Verknüpfung bestand. In Tabelle 7.3.20 im Anhang ist die Stärke dieses Zusammenhanges zwischen den Potenzialen der einzelnen Muskeln an Position P3 für die drei Bisssituationen dargestellt.

Das korrigierte Bestimmtheitsmaß lag hier bei 45% (S1, linker M. masseter) bis 73% (S2, linker M. masseter). Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% zeigte sich, dass ein positiver Zusammenhang nur zwischen dem gleichen Muskel der rechten und linken Seite existierte. So übte beispielweise bei Bisssituation 2 der rechte Musculus masseter (RM 3 S2) keinen positiven Einfluss ($B=0,611$) auf den linken Musculus masseter (LM 3 S2) aus. Ähnliches galt für die Musculi temporales, da sich auch hier kein positiver Zusammenhang ($B = 0,829$) zwischen rechtem und linkem Muskel (LT 3 S1 mit RT 3 S1) ergab. Hingegen konnte mit 98-prozentiger Wahrscheinlichkeit vorhergesagt werden, dass zwischen linkem Musculus temporalis (LT 3 S1) und linkem Musculus masseter (LM 3 S1) kein Zusammenhang ($B = 0,20$) bestand.

3.6 Ergebnis zu Hypothese 2

Bei der Gegenüberstellung der Muskelaktivität 24 weiblicher und 20 männlicher Probanden (vgl. folgende Tabelle 3.5) fiel auf:

- Die Spannung, die bei leichtem Zahnkontakt (S1) gemessen wurde, war bei beiden Geschlechtern im Mittel gleich groß. Sie betrug an Position 3 bei den männlichen Testpersonen für die Musculi Temporales im Mittel $6,05\mu\text{V}$ rechtsseitig und $6,86\mu\text{V}$ linksseitig und reichte für die Musculi Massetri von $3,78\mu\text{V}$ beim rechten bis $4,53\mu\text{V}$ beim linken Muskel. Die Istwerte der weiblichen Studienteilnehmer variierten bei den Musculi temporales zwischen $6,05\mu\text{V}$ rechtsseitig und $6,60\mu\text{V}$ linksseitig. Die mittlere aufgezeichnete Muskelaktivität der Musculi massetri nahm Werte von $4,37\mu\text{V}$ links und $4,19\mu\text{V}$ rechts an. Bei gemeinsamer Betrachtung der rechten und linken Musculi massetri ergab sich bei Männern und Frauen ein annähernd gleicher Mittelwert von $4,2\mu\text{V}$. Wie in Tabelle 3.5 veranschaulicht, lagen die Messwerte der weiblichen und männlichen Versuchsteilnehmer auch bei getrennter Analyse mit Differenzen unter einem Mikrovolt sehr nah beieinander.
- Auch die Analyse der Stärke der Muskelaktivität bei maximalem Zubeißen (S2) und maximalem Zubeißen auf Watte (S3) ließ keinen konstanten geschlechterspezifischen Trend erkennen.
- Bei den Potenzialen, die bei Bissituation S2 gemessen wurden, ergab sich bei männlichen und weiblichen Probanden an den Musculi Temporales der gleiche Mittelwert von $110\mu\text{V}$, wenn die Werte der Muskeln beider Seiten zusammengefasst wurden. Während die am linken Muskulus masseter gemessenen Spannungen sich bei Männern und Frauen nicht unterschieden, war am rechten Muskel eine Differenz zu beobachten, die mit $13\mu\text{V}$ jedoch im Rahmen des Toleranzbereiches lag.
- Beim Beißen auf Watte lagen die Potenziale der weiblichen Testpersonen bei $135,42\mu\text{V}$ beim rechten und $142,02\mu\text{V}$ beim linken Musculus masseter. Damit waren die Potenziale mit $25,9$ bzw. $28,01\mu\text{V}$ höher als die der männlichen Probanden. Auch bei den Musculi temporales waren die Werte der Frauen größer als bei den männlichen Teilnehmern. Die Differenzen lagen meist außerhalb des Toleranzbereiches von $20\mu\text{V}$.

Mithilfe des gepaarten t-Tests konnte auf dem 5%-Niveau jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den aufgezeichneten Muskelaktivitäten von männlichen und weiblichen Studienteilnehmer in keiner der drei Bissituationen festgestellt werden (Tabelle 7.3.14 im Anhang).

Muskel	Geschlecht	N	MW	STD	SEM	Diff. zw. m und w
S1: leichter Zahnkontakt						
LM 3	m	20	4,53	2,77	0,62	0,16
	w	24	4,37	2,97	0,61	
RM 3	m	20	3,78	2,10	0,47	-0,41
	w	24	4,19	2,84	0,58	
LT 3	m	20	6,86	2,89	0,65	0,81
	w	24	6,05	3,77	0,77	
RT 3	m	20	6,05	2,84	0,63	-0,55
	w	24	6,60	6,30	1,29	
S2: max. Zubeißen in habitueller IKP						
LM 3	m	20	87,79	47,42	10,60	0,34
	w	24	87,46	54,15	11,05	
RM 3	m	20	79,62	55,55	12,42	-14,0
	w	24	93,62	56,50	11,53	
LT 3	m	20	108,74	44,08	9,86	6,44
	w	24	102,30	49,76	10,16	
RT 3	m	20	111,21	58,18	13,01	-7,55
	w	24	118,77	62,80	12,82	
S3: max. Zubeißen auf Watte						
LM 3	m	20	116,11	63,06	14,10	-25,91
	w	24	142,02	56,94	11,62	
RM 3	m	20	107,41	66,19	14,80	-28,02
	w	24	135,42	53,95	11,01	
LT 3	m	20	108,90	52,88	11,82	-21,90
	w	24	130,80	43,81	8,94	
RT 3	m	20	126,59	60,73	13,58	-12,98
	w	24	139,57	64,58	13,18	

Tabelle 3.5 Spannungsmittelwerte (MW) [μ V] an Elektrodenposition P3 mit getrennter Wiedergabe für weibliche (w) und männliche (m) Probanden, sowie der Messwertdifferenzen zwischen ihnen. Dargestellt für die einzelnen Muskeln (LM, RM, LT, RT) und Bissituationen (S1 bis S3). N=Anzahl der Probanden, STD=Standardabweichung, SEM=Standardfehler des Mittelwertes.

Auch ließ sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und den in Kapitel 3.3 geschilderten positionsabhängigen Messwertdifferenzen feststellen (Tabelle 7.3.7 im Anhang): Bei den Messwerten der weiblichen Probanden zeigte sich bei Bissituation S1 und

S3 häufiger eine höhere positionsabhängige Differenz. Bei der Bissituation S2, dem maximalen Zubeißen in IKP, verhielt sich dieser Trend jedoch gegensätzlich. Die geschlechterbezogenen Mittelwerte dieser Abweichungen, zeigten bei leichtem Zahnkontakt und Zubeißen in IKP ähnliche Werte. Lediglich beim Beißen auf Watte ließ sich ein größerer Unterschied erkennen.

In der unten stehenden Abbildung 3.3 (Werte aus Tabelle 7.3.15 im Anhang) sind beispielhaft die positionsabhängigen Messwertdifferenzen für die vier untersuchten Muskeln, die bei maximalem Zusammenbeißen aufgezeichnet wurden, für weibliche und männliche Probanden getrennt dargestellt.

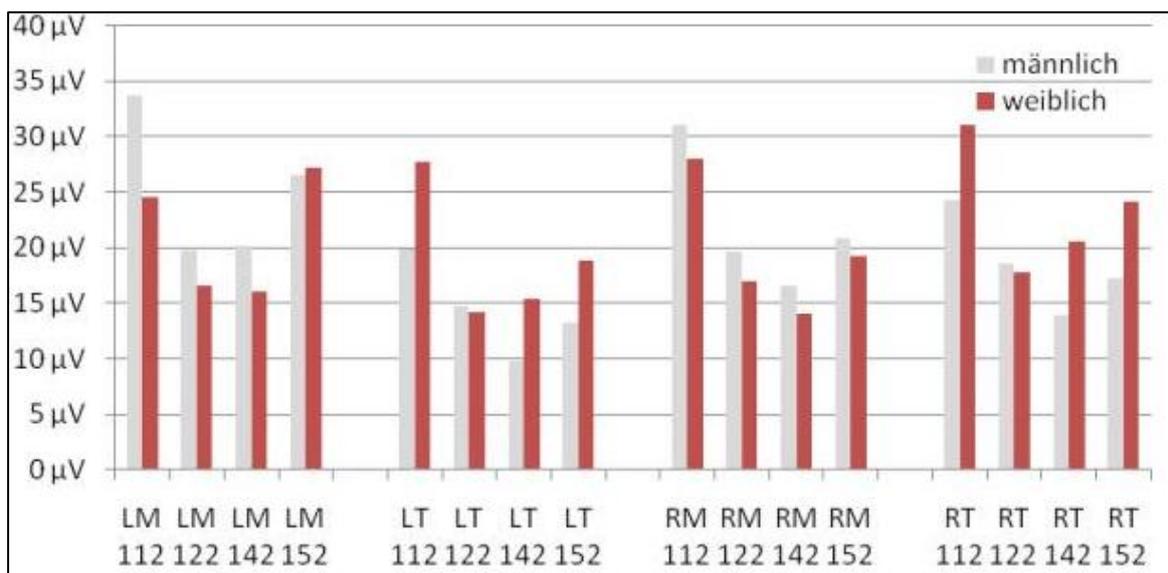


Abbildung 3.3 Mittlere positionsabhängige Messwertdifferenzen aus Tabelle 7.3.15 im Anhang bei maximalem Zusammenbeißen in habitueller Interkuspidation (S2). Vergleich von weiblichen und männlichen Probanden.

3.7 Ergebnis zu Hypothese 3

Unter den 20 männlichen Probanden trugen zwölf zum Zeitpunkt der Messung kurze Barthaa-re (<4 mm) im Bereich der Wangen, wo die Elektroden für die Untersuchung der Musculi massetri angebracht werden. Wenn sich durch die Bartstoppeln der Abstand der Elektrode zur Muskelfaser vergrößert, müssten nach der Hypothese die an der Muskelfaser entstehenden Spannungen einen größeren Widerstand überwinden, bevor sie an von der Elektrode aufgenom-men werden und würden gemäß dieser Theorie geringer ausfallen. Um dies zu überprüfen, wurde mithilfe des gepaarten t-Tests (Tabelle 7.3.17 im Anhang) zunächst kontrolliert, ob

zwischen den Messwerten der Bartträger (Gruppe m_B) und den restlichen Probanden (Gruppe $m_{0,w}$) auf dem 5%-Niveau signifikante Unterschiede vorhanden war. Die vorliegenden Messungen wiesen auf keinen Trend hin, der aufzeigt, dass bei Bartträgern tatsächlich signifikant geringere Spannungen gemessen wurden.

Bei leichtem Zahnkontakt betrug die Spannung an Elektrodenposition P3 über dem Musculus masseter bei Bartträgern im Mittel linksseitig 3,9 μV und rechtsseitig 3,3 μV und bei Probanden ohne Bart 4,6 μV (links) bzw. 4,2 μV (rechts) (Tabelle 3.6).

Für die gleiche Position stieg die gemessene Aktivität unter starkem Zubeißen für beide Probandengruppen links auf über 87 μV , während am rechten Muskel Bartträger im Mittel 74,3 μV und Versuchspersonen ohne Bart 91,1 μV erreichten (Tabelle 3.6).

Am linken Musculus masseter beläuft sich der gemittelte Istwert beim Beißen auf Watte in der Gruppe M_B auf 107,9 μV , während er für die übrigen Versuchspersonen 136,8 μV beträgt. Die analogen Werte für den rechten Muskel waren 90,0 μV (M_B) und 132,3 μV (M_0, W) (Tabelle 3.6).

Elektrodenposition	S1: leichter Zahnkontakt		S2: max. Zubeißen in habitueller IKP		S3: max. Zubeißen auf Watte	
	LM 3	RM 3	LM 3	RM 3	LM 3	RM 3
MW ($m_{0,w}$)	4,6	4,2	87,7	91,1	136,8	132,3
STD ($m_{0,w}$)	2,8	2,5	55,3	60,8	63,4	64,0
MW (m_B)	3,9	3,3	87,2	74,3	107,9	90,0
STD (m_B)	3,2	2,5	32,2	33,6	45,0	32,8
MW ($m_{0,w}$) – MW (m_B)	0,7	0,9	0,5	16,8	28,9	42,3

Tabelle 3.6 Spannungsmittelwerte (MW) [μV] und Standardabweichung (STD) [μV] des linken und rechten M. masseter (LM, RM) an Elektrodenposition P3 mit getrennter Wiedergabe für Probanden mit Bart (m_B) und ohne Bart ($m_{0,w}$), sowie der Differenz. Dargestellt für die drei Bissituationen (S1 bis S3).

Daraus ergab sich, dass der numerische Vergleich keine großen Unterschiede zwischen Bartträgern und den restlichen Probanden zeigte. Es ist ersichtlich, dass die Mittelwerte der

Gruppe m_B in allen drei Bissituationen niedriger ausfielen. Bis auf den rechten Musculus masseter bewegten sich die Differenzen zwischen diesen Mittelwerten im Toleranzbereich. Gesondert wurde überprüft, ob an den Musculi massetri eine Wechselbeziehung zwischen den positionsabhängigen Messwertdifferenzen und der Variable „Bart“ bestand. Die entsprechenden Werte gibt die Tabelle 7.3.16 im Anhang wieder. In Bissituation S1 bestanden in beiden Gruppen bei unterschiedlichen Elektrodenlokalisationen ähnlich kleine Abweichungen der Messwerte, die statistisch nicht signifikant waren. Beim maximalen Zubeißen in habitueller Interkuspitation (S2) und auf Watte (S3) beobachtete man, dass die signifikanten positionsbezogenen Abweichungen bei Probanden ohne Bart immer etwas höher ausfielen. Für die Bissituation S2 wurde dieser Zusammenhang beispielhaft in der nachfolgenden Abbildung 3.4 verdeutlicht.

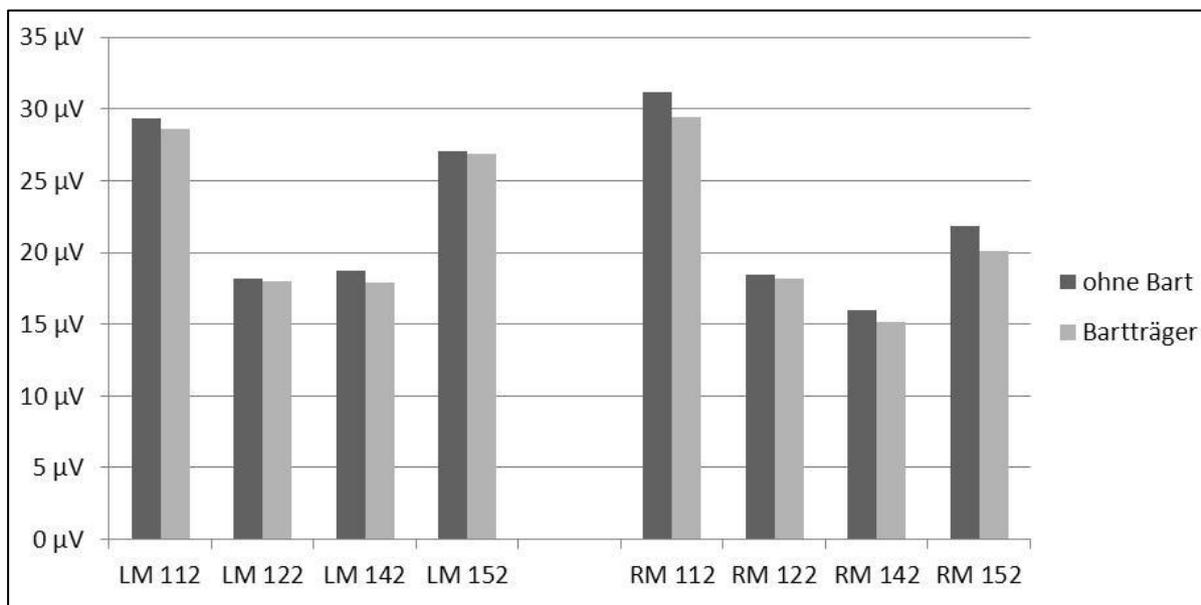


Abbildung 3.4 Mittlere absolute Potenzialdifferenzen [μV] zwischen den Messwerten des linken und rechten M. masseter (LM, RM) an den Positionen P1, P2, P4 und P5 und dem Istwert an Position P3 bei maximalem Zusammenbeißen in habitueller Interkuspitation (S2). Vergleich von Bartträgern und Probanden ohne Bart.

Die Differenzen zwischen Bartträgern und Nichtbartträgern war sehr gering (Basiswerte aus Tabelle 7.3.16 im Anhang). Aufgrund dieser ähnlichen Datenlage konnten ein Zusammenhang zwischen einer positionsabhängiger Messwertdifferenz und dem Vorhandensein von Barthaaren im Untersuchungsgebiet ausgeschlossen werden.

3.8 Einfluss von BMI, Zahnzahl, konservierender Versorgung und Okklusionstyp auf die Messergebnisse. Analyse von Sonderfällen.

Abschließend wurden die Probanden mit extremen Messwerten herausgefiltert und hinsichtlich ihrer Eigenschaften analysiert. Als extrem galten hier Messwerte außerhalb der Norm. Die Norm wurde als der um die Standardabweichung streuende Mittelwert definiert. Für die einzelnen Bisssituationen wurde ermittelt, wie oft ein Proband mit seinem Istwert außerhalb dieser Norm lag. Für die hier auffallenden Versuchsteilnehmer wurde untersucht, ob bestimmte Probandeneigenschaften mit besonders hohen oder niedrigen Messergebnissen korrelierten. Die nachfolgende Tabelle 3.7 zeigt diese Probanden, deren Eigenschaften und die Anzahl der überdurchschnittlichen Messwerte für jede Bisssituation. Die Tabelle 3.8 zeigt diese Messwerte im Vergleich zum jeweiligen Mittelwert und der definierten Norm.

P	Alter	Geschl.	Bart	Größe	Gewicht	BMI	Zähne	Füllung	Inlay	Okkl	S 1	S 2	S 3
63	31	m	0	182	76	22,94	30	1	0	1	0	3	1
51	28	m	0	194	97	25,77	29	1	0	2	0	4	4
55	26	m	0	176	66	21,31	28	0	0	2	0	4	3
62	26	m	1	186	87	25,15	28	0	0	1	3	0	1
38	27	w	0	165	57	20,94	30	0	0	1	3	1	0
50	27	w	0	163	59	22,21	24	1	0	1	1	4	4
81	25	w	0	176	71	22,92	28	1	0	1	0	3	0
33	20	w	0	181	69	21,06	28	1	0	2	0	3	3
41	25	w	0	164	53	19,71	28	1	0	2	3	2	2
47	24	w	0	172	63	21,30	28	1	0	2	1	2	3
59	27	w	0	171	65	22,23	28	0	0	2	1	3	0
76	23	w	0	168	56	19,84	28	0	0	2	4	3	3
32	19	w	0	170	56	19,38	28	0	0	3	4	2	1
52	27	w	0	174	69	22,79	27	1	0	3	0	3	0

Tabelle 3.7 Eigenschaften der Probanden (P), deren Messwerte mindestens drei mal pro Bisssituation (S1, S2, S3) außerhalb der Norm liegen.

Füllung, Inlay: 1 = vorhanden, 0 = nicht vorhanden,

Okklusion (Führungskontakte bei dynamischer Okklusion):

1=Eckzahnführung, 2=unilateral balanciert, 3=bilateral balanciert

Folgende Probanden sollten näher analysiert werden:

Pos. P	S1: leichter Zahnkontakt				S2: max. Zubeißen IKP				S3: max. Zubeißen auf Watte			
	LM 3	LT 3	RM 3	RT 3	LM 3	LT 3	RM 3	RT 3	LM 3	LT 3	RM 3	RT 3
51	3,2	4,8	6,0	4,5	1,8	13,7	5,1	18,3	19,8	16,0	32,6	7,9
55	3,1	7,1	4,8	4,4	158,2	195,3	147,3	183,7	178,5	217,0	204,0	216,3
50	2,3	4,5	1,4	2,0	11,6	50,7	11,5	38,4	23,0	27,9	26,3	27,6
33	3,2	6,3	3,8	6,6	159,6	145,4	176,8	196,3	250,6	182,9	209,6	169,6
76	1,5	1,4	0,9	0,9	188,4	141,0	149,1	190,9	212,6	194,0	175,8	226,0
MW	4,4	6,4	4,0	6,4	87,6	105,2	87,3	115,3	130,2	120,8	122,7	133,7
STD	2,8	3,4	2,5	5,0	50,6	46,8	55,9	60,2	60,5	48,8	60,8	62,5
MW + STD	7,2	9,8	6,5	11,4	138,2	152,0	143,2	175,5	190,7	169,6	183,5	196,2
MW - STD	1,6	3,0	1,5	1,4	37,0	58,4	31,4	55,1	69,7	72,0	61,9	71,2

Tabelle 3.8 Spannungsmittelwerte (MW) [μ V] der Sonderfälle (P = Probanden) an Elektrodenposition P3 der vier Muskeln (LM, RT, RM, RT) bei den 3 Bissituationen (S1 bis S3) im Vergleich zum jeweiligen Mittelwert (MW) und der definierten Norm (MW +/- STD).

Unter den männlichen Probanden, fielen beim maximalen Zubeißen in habitueller Interkuspidation (S2) und auf Watte (S3) zwei Personen besonders auf, die außerhalb der definierten Norm (MW +/- STD) lagen:

- **Proband 51** zeigte durchgehend auffällig niedrige Muskelspannungen. Besonders sein Musculus masseter schien bei der Bissituation S2 kaum aktiv zu sein. Die dabei abgegriffenen Potenziale (LM 1,8 μ V, RM 5,1 μ V) ähnelten denen bei leichtem Zahnkontakt (LM 3,2 μ V, RM 6,0 μ V). Bei S3 erhöhten sich die Werte unwesentlich auf 19,8 μ V (LM) und 32,6 μ V (RM). Für den Schläfenmuskel ließen die erhaltenen Spannungen zwar eine Differenzierung zwischen leichtem Zahnkontakt (S1) und den anderen Bissituationen zu, sie fielen mit 13,7 μ V (LT 3) bis 32,6 μ V (RM 3) aber ebenfalls sehr klein aus. Der Proband

war mit einer Körpergröße von 194 cm und einem Gewicht von 97 kg der größte und schwerste aller Versuchsteilnehmer. Die weiteren untersuchten Eigenschaften (29 Zähne mit kleinen Füllungen, unilaterale Führungskontakte bei dynamischer Okklusion) und seine Anamnese war unauffällig.

- **Proband 55** fiel hingegen durch überdurchschnittlich hohe Messwerte auf. Trotz einer hohen Standardabweichung (46,8 μV bis 62,5 μV) lagen seine Muskelspannungen weitere 4,2 μV (RM 3 S2) bis 47 μV (LT 3 S3) über der Norm. Eine Ausnahme bildete das Potenzial des linken Musculus masseter bei S3, welches sich mit 178,5 μV innerhalb unserer Auflage wiederfindet. Am extremsten waren bei beiden Bissituationen die am linken Musculus temporalis abgegriffenen Spannungen. Bei S2 überstieg der gemessene Wert von 195,3 μV die festgelegte obere Grenze der Norm um 43,2 μV und bei S3 lag er mit 217,0 μV 47,3 μV darüber. Die Körpergröße (176 cm) und der BMI (21,3) von Proband 55 waren unter den männlichen Versuchsteilnehmern jeweils die kleinsten Messgrößen. Er trug 28 Zähne ohne konservierende Versorgung und zeigte bei dynamischer Okklusion unilaterale Führungskontakte.

Auch bei den Probandinnen waren hinsichtlich der Bissituationen S2 und S3 drei Sonderfälle auffällig:

- **Probandin 50** zeigte durchgehend Messwerte weit unterhalb der Norm. Bei S2 erreicht der linke Musculus temporalis ihren höchsten Wert mit 50,7 μV , der die festgelegte Untergrenze um 8 μV unterschritt. Alle weiteren abgegriffenen Spannungen hatten noch einen deutlich größeren Abstand zur Norm. Ihr BMI (22,21) war unter den weiblichen Versuchsteilnehmern einer der 3 höchsten. Es lag bei 28 konservierend versorgten Zähnen Eckzahnführung vor.
- Bei den **Versuchsteilnehmerinnen 33 und 76** wurden in sechs von acht Fällen überdurchschnittlich hohe Werte gemessen. Bei der Nummer 33 lagen alle vier Messwerte der Musculi Massetri dabei um 21,4 μV (LM 3 S2) bis 59,8 μV (LM 3 S3) deutlich oberhalb der Norm, während der linke und rechte Musculus temporalis jeweils nur einmal auffällig waren. Die Probandin ist mit 20 Jahren eine der jüngsten. Die anderen Eigenschaften (BMI = 21,06, 28 Zähne mit Füllungen, unilaterale Führungskontakte) sind unauffällig.
- Ein ähnliches Bild ergab die Analyse der Werte von **Probandin 76**. Ihre Muskelspannungen lag bis auf 2 Ausnahmen (LT 3 S2 und RM 3 S3) bei 6 μV (RM 3 S2) bis 50,3 μV (LM 3 S2) über der Norm, während die Anamnese sich in den Punkten Alter (28 Jahre) und Füllungen (0) unterschied.

Der gepaarte t-Test bestätigte diese Aussage. Die genannten Probanden waren auf dem 5%-Niveau signifikant vom Mittelwert der Grundgesamtheit unterschiedlich (Tabelle 7.3.18 im Anhang). Trotzdem war eine eindeutige Aussage nicht zu treffen, da sich die Messwerte dieser Versuchspersonen als zu konträr zu den erwarteten Werten erwiesen.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methodik

4.1.1 Probandenauswahl

Im Gegensatz zu anderen Studien der Elektromyographie, deren Untersuchungen anhand jeweiliger Patienten der Kliniken stattfanden, wurden für die vorliegende Arbeit lediglich gesunde Probanden zugelassen.

Um die erhaltenen Messwerte vergleichbar zu machen, war es Ziel eines engen Auswahlverfahrens, eine möglichst homogene Gruppe an Versuchsteilnehmern zu erhalten: Junge normalgewichtige Erwachsene, bei denen sich keine Anzeichen für Erkrankungen am stomathognathen System erkennen ließen.

Die Voraussetzung eines Normalgewichts ($24,99 \geq \text{BMI} \geq 18,50$) sollte zum einen ein leichtes Aufsuchen der anatomischen Strukturen bei der Elektrodenklebung ermöglichen und zum anderen einen jeweils ähnlichen Abstand der Elektroden zur Muskeloberfläche gewährleisten, da sich gezeigt hat, dass eine breite Schicht von Fettgewebe zwischen Haut und Muskeloberfläche die Spannungsmesswerte bei der Oberflächenelektromyographie reduzieren kann. Hinzuzurechnen ist außerdem, dass bei Übergewichtigen meist weniger Muskelfasern pro Fläche vorhanden sind [27].

Die Probanden mussten auf Kommando in der Lage sein, drei verschiedene Bisspositionen mehrmals möglichst exakt zu reproduzieren. Eine Bisslage ist jedoch nur dann einfach wiederzugeben, wenn sie durch sicheres Ineinandergreifen von Ober- und Unterkieferzähnen mit gleichmäßig verteilten Kontakten definiert ist. Aus diesem Grund wurde das Vorliegen einer Angle-Klasse-I-Okklusion mit regelmäßigen antagonistischen Zahnkontakten überprüft. Die habituelle Interkuspitation sollte demnach der maximalen Interkuspitation entsprechen. Bei Kieferöffnung und -schluss sollte diese Position direkt wiedergefunden werden. Eine deutlich asymmetrische Öffnungs-/Schließbewegung, sowie beispielweise durch schlecht eingeschlifene Restaurationen bei dynamischer Okklusion auftretende Störkontakte, galten somit als Ausschlusskriterium.

Die vollständige, lückenlose Bezahnung gewährleistete, dass auftretende Kräfte beim Zubeißen über eine ähnlich breite Fläche verteilt wurden.

Selbstverständlich durften die Versuchsteilnehmer bei den durchzuführenden Übungen zu keiner Zeit durch pathologisch veränderte Kiefergelenke und Kaumuskeln oder durch Schmerzempfindungen eingeschränkt werden.

Nur durch das Schaffen gleicher Rahmenbedingungen, zu dem auch die starke Eingrenzung der Probandengruppe gehörte, war es möglich, auftretende Messwertdifferenzen vergleichbar zu machen und die Auswirkung von Lageveränderungen der Elektroden zu analysieren.

4.1.2 Gerätewahl

Die Anwendung von SEMG bei der Befunderhebung und Therapieplanung in der zahnärztlichen und kieferorthopädischen Praxis sollte durch diese Studie verbessert werden. Um den Versuchsaufbau reproduzierbar zu gestalten, wurde daher ein EMG-Gerät gewählt, das zur Zeit der Messungen als Standardausrüstung für SEMG in den Kliniken und Praxen angesehen werden konnte:

Das tragbare SEMG-Gerät der Zebris medical GmbH weist eine einfache und zeitsparende Handhabung auf. Zudem hält die zugehörige Software relevante Daten zeitgleich und patientenbezogen fest und macht sie über verschiedene verfügbare Auswertungsmodi vergleichbar und anschaulich.

4.1.3 Versuchsaufbau

In Anlehnung an verschiedene Studien [28] [29] [30] wurden die Messungen in dieser Arbeit an zwei Muskeln (Musculus masseter und Musculus temporalis) beidseitig vorgenommen. Dieser Teil der suprahyoidalen Kaumuskulatur ist im Vergleich zu den tiefer liegenden Muskeln für den Behandelnden mit Oberflächenelektroden einfach erreichbar und bildet daher auch die Basis für Routineuntersuchungen in der Praxis.

Auch Muskelursprung, -ansatz und Faserverlauf lassen sich am anatomischen Präparat und entsprechenden Abbildungen leicht nachvollziehen und über Inspektion und Palpation auf das Gesicht des Probanden übertragen.

In jüngerer Zeit haben sich verschiedene Wissenschaftler bemüht, die Anwendung von SEMG zu standardisieren und hierbei unter anderem Richtlinien zur optimalen Lage von Hautelektroden zu entwickeln. Hierzu gehört das europäische SENIAM „Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles“ Projekt, indem auf Basis einer Literaturanalyse detaillierte Vorschläge für das Vorgehen bei der Elektromyographie verschiedener Muskeln erarbeitet wurden [31]. Zur Kaumuskulatur wurden bisher keine Empfehlungen ausgesprochen. Bei der Platzierung der Elektroden finden sich vornehmlich zwei verschiedene Strategien:

1. Die Elektrode wird zentral auf die größte Prominenz des Muskelbauches gesetzt, die der Muskel bei Aktivität entwickelt.
2. Die Elektrode wird ohne besondere Referenzstruktur auf die Strecke zwischen Innervationszone („Motor point“) und distalem Sehnenübergang angebracht.

Ein Vorgehen, wie in Punkt zwei beschrieben, ist eher in Bezug auf die Muskulatur von Rumpf und Extremitäten zu sehen.

Bei der Elektromyographie der Kaumusculatur verfolgt die Mehrheit der Autoren die erstgenannte Taktik [32] [33], während wenige Andere eigene spezielle Konzepte zur Platzierung entwickeln. So beschreiben Yuen et al. [34] einen Punkt auf der Frankfurter Horizontalen, der 50 mm anterior von Tragion liegt und von dem aus die M. masseter- und M. temporalis-Elektroden dann wiederum um eine bestimmte Strecke entfernt angebracht werden sollen. In einigen Arbeiten wird die Elektrodenpositionierung nicht erwähnt. Dies zeigt, dass dieser Aspekt der Methodik bislang kaum Gegenstand der Forschung war.

Von hohem Interesse war daher, ob die Positionierung bei der Anwendung aktueller praxistauglicher SEMG-Apparaturen merklichen Einfluss auf die Messergebnisse nimmt.

In dieser Studie wurde zunächst eine Strecke festgelegt, auf der die Elektroden systematisch verschoben werden konnten. Um beide Einflüsse zu analysieren, wurden die Messstrecken nach zwei verschiedenen Konzepten festgelegt. Während die Elektroden am Musculus temporalis senkrecht zum Muskelfaserverlauf verschoben wurden, fand die Bewegung am Musculus masseter parallel zur Faserlängsrichtung statt. Andere Faktoren, die Einfluss auf die Messgröße haben können, wurden dabei konstant gehalten:

Es wurde immer derselbe Sensor mit einem Durchmesser von 10 mm und mit festgelegtem IED von 20 mm benutzt. Diese Größen wurden für diese Untersuchung in Anlehnung an die Empfehlungen des SENIAM-Projektes und an die Ergebnisse klinischer Studien ausgewählt. Generell sollte der Abstand zwischen den Elektroden zur Zeit der Klebung (IED) mit der Tiefe, in der die Muskelfasern liegen, zunehmen [17] [18]. Castroflorio, Farina et al. [35] variierten in einer Versuchsanordnung mit bipolaren Mehrkanableitungen (16 Kanäle) von der Hautoberfläche des Musculus masseter und Musculus temporalis anterior den IED und stellten dabei fest, dass bei größerem IED geringere Schwankungen zwischen den Messwerten auftreten. Einen ähnlich stabilisierenden Effekt habe, so die Autoren, ein großer Elektrodendurchmesser, da dieser einen breiteren Muskelbereich erfasse [31].

Desweiteren waren die bipolaren Elektroden fortwährend parallel zur Längsachse der Muskelfaser ausgerichtet, da sich diese Anordnung in verschiedenen wissenschaftlichen Arbeiten als optimal herausgestellt hat [19] [20].

Auch auf die Konstanz der weiteren Rahmenbedingungen, wie die Räumlichkeiten, die Körperhaltung und Instruktion des Probanden und Hautvorbereitung vor Elektrodenklebung wurde besonderer Wert gelegt.

4.1.4 Toleranzbereich

Für den Probanden war es nicht möglich, seine Muskelaktivität beim Einnehmen einer bestimmten Bisssituation exakt zu kontrollieren. Beim Reproduzieren gleicher Bisssituationen, wie zum Beispiel beim maximalen Zusammenbeißen, musste er sich mangels eines anderen Feedbacksystems, auf die Informationen der sensiblen Sensoren des Kauapparates verlassen. In einer zeitgleich laufenden, bisher unveröffentlichten Studie wurde im Rahmen einer Analyse der EMG-Datenbanken der Patienten der Klinik für Kieferorthopädie des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Kiel der systematische und der zufällige Fehler bestimmt. Dazu wurden die Versuchspersonen aufgefordert, bei gleichbleibender Versuchsanordnung fünf aufeinanderfolgende Wiederholungen derselben Bisssituation zu erarbeiten. Die mittleren Schwankungen, die zwischen den so erhaltenen Messwerten an einem Probanden auftraten, nämlich 3 μV bei leichtem Zahnkontakt (S1), 15 μV bei maximalem Zubeißen in habitueller Interkuspitation (S2) und 30 μV beim Beißen auf Watte (S3), wurden je Bisssituation als Toleranzbereiche für die vorliegende Studie ausgewählt.

Nur Messwertdifferenzen, die oberhalb dieser Marken liegen, werden als das Ergebnis von Änderungen im Versuchsaufbau, wie unterschiedlicher Elektrodenpositionierung, diskutiert. Bei leichtem Zahnkontakt gelten somit Schwankungen bis zu der Grenze von 3 μV als tolerabel, während bei maximalem Zubeißen in habitueller Okklusion Differenzen unter 15 μV nicht aussagekräftig sind und beim Beißen auf Watte die obere Grenze bei 20 μV liegt.

4.1.5 Istwert

An jedem Muskel wurden Potenziale an fünf Punkten auf der genannten Messstrecke aufgenommen. Die pro Bisssituation ermittelten Spannungen an den Messpunkten P3, die sich genau in der Mitte der Messstrecken befinden, wurden als Istwert festgelegt.

Entsteht an der Innervationszone eine Erregung, breitet sie sich entlang der Muskelfaser in beide Richtungen aus. Liegt diese Zone genau mittig zwischen den zwei Sensoren der bipolaren Elektrode, können sich die übertragenen Potenziale gegenseitig auslöschen [36]. Lapatki,

Oostenveld et al. stellten diesen Zusammenhang am Beispiel des Musculus depressor labii inferiores dar und betonten, dass elektromyographische Ableitungen genau an der Innervationszone eines Muskels zu kleinen Messwerten führen können [37].

Der Nervus massetericus, welcher den Musculus masseter motorisch innerviert, läuft über den Musculus pterygoideus lateralis nach lateral durch die Incisura mandibulae in den Raum zwischen dem Kiefergelenk und der Sehne des Musculus temporalis. Von medial kommend strahlen seine Äste dann in den Musculus masseter ein.

Die Nervi temporales profundi, welche den Pars anterior des Musculus temporalis versorgen, verlassen den Nervus mandibularis kurz nach seinem Durchtritt durch das Foramen ovale an der Schädelbasis und ziehen am Processus coronoideus in den Schläfenmuskel.

Zu den in dieser Studie untersuchten Muskeln liegen derzeit keine evidenzbasierten detaillierten Informationen über die Verteilung und Ausdehnung ihrer Innervationszonen vor, sodass eine Elektrodenplatzierung unter diesem Gesichtspunkt nicht möglich war.

Laut Benutzerhandbuch des Herstellers Zebris und der Mehrheit der Autoren, die sich mit SEMG der Kaumuskulatur befassten [38] [33] [32], soll die Elektrode auf die größte laterale Prominenz, die der Muskel beim Zubeißen entwickelt, geklebt werden. Diese Position entspricht in unserer Anordnung dem Messpunkt P3. Vermutlich sind an diesem Punkt die aussagekräftigsten Messwerte für die Gesamtkraftentwicklung des Muskels zu erwarten, da er weder am Übergang zur Sehne noch in der Nähe anderer zeitgleich aktiver Muskeln liegt. Zusätzlich sind an dieser Stelle in Bezug auf die Gesamtmessstrecke (Strecke von Lokalisation P1 bis Lokalisation P5) die meisten Muskelfasern pro Fläche zu erwarten.

Die multiple lineare Regressionsanalyse hat bestätigt, dass sich die Messwerte eines Muskels auf der rechten und linken Seite an Elektrodenposition P3 sehr ähnlich verhalten. Folglich ist die in dieser Studie angewandte Methodik zur Bestimmung dieser Position gut geeignet, um die Sensoren bei der SEMG von Musculus temporalis und Musculus masseter sinnvoll zu platzieren.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Gültigkeit der ermittelten Messwerte

In der vorliegenden Untersuchung sind eine Reihe von Faktoren, welche die Ergebnisse beeinflussen, zu beachten. Darunter fallen technische Einflussfaktoren (Filterung, Verstärkung, Sensortyp), biologische Einflussfaktoren (Muskel, Ableitort, Alter, Geschlecht, BMI, Innervationsgrad), Probandenauswahl (Kollektivgröße und Zusammensetzung, Ein- und Ausschluss-

kriterien), Einfluss durch Behandelnde und statistische Methoden (Anwendbarkeit, Verlässlichkeit).

Hinsichtlich der technischen Einflussfaktoren besteht weitgehend Konsens über optimale Einstellungen für Filterung, Verstärkung und Abtastrate, die entsprechend verwendet wurden. Kritischer ist der Typ der Ableitelektrode, da gezeigt wurde, dass diese deutlichen Einfluss auf die Messergebnisse nimmt [35]. Material, Durchmesser und IED der hier verwendeten Sensoren, richten sich nach den Empfehlungen der SENIAM Gruppe und entsprechen somit dem internationalen Standard [31].

Die biologischen Einflussfaktoren und die Probandenauswahl wurden genau definiert und sind somit reproduzierbar.

Die vorliegenden Istwerte und positionsbedingte Schwankungen der Potenziale können somit jedoch für anders zusammengesetzte Kollektive nur mit Einschränkungen gelten.

Nicht beliebig reproduzierbar ist hingegen der Einfluss den die Behandelnden ausübten. Das Ausmaß dieses Einflusses wurde für die Gesamtheit der Messungen durch die Wiederholung aller Messungen von einem zweiten Behandelnden untersucht. Es zeigte sich dabei kein statistisch signifikanter Einfluss. Obwohl leichte Differenzen festgestellt wurden, zeigten diese jedoch keine einheitliche Tendenz und lagen zudem deutlich innerhalb der hier tolerierten biologischen Schwankungsbreite der Messwerte.

Reproduzierbarkeit besteht auch in Hinsicht auf den beschriebenen Versuchsaufbau, samt der verwendeten Materialien.

4.2.2 Diskussion der Hypothese 1: Positionsabhängige Messwertdifferenzen

Grundsätzlich bestätigen die Ergebnisse dieser Studie, dass das EMG 8 Bluetooth Messsystem des Herstellers Zebris Medical GmbH sensibel auf eine um 3 bis 6 mm variierende Elektrodenlokalisierung reagiert.

Bei der Aufzeichnung sehr kleiner Spannungen, die bei geringer Muskelaktivität (Bissituation S1) auftraten, lassen sich keine signifikant verschiedenen Messwerte an unterschiedlichen Positionen feststellen. Die elektromyographisch bestimmte Muskelaktivität bei maximalem Zusammenbeißen in habitueller Interkuspitation und auf Watte zeigt hingegen vorwiegend signifikante positionsabhängige Differenzen.

An verschiedenen Portionen eines Muskels können demnach bei gleicher Aktivität unterschiedlich hohe Spannungen auftreten. Dafür spricht einerseits die Muskelanatomie selbst, da

folgende Parameter unterschiedliche Spannungsentwicklungen an der Muskelfaser hervorru-
fen können:

Die Zusammensetzung aus den unterschiedlichen Fasertypen ist nicht im gesamten Muskel
dieselbe. Yuen, Hwang und Poon verglichen die SEMG-Werte von Kindern und Erwachsenen
sowie von männlichen und weiblichen Versuchsteilnehmern und stellten dabei signifikante
Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen fest. Sie begründeten die variierenden Mess-
werte mit dem unterschiedlichen Grad an Differenzierung, die die Kaumusculatur während
des Wachstums und der Entwicklung des craniofazialen Systems vollzieht [34].

Ferner werden die Potenzialdifferenzen dort gemessen, wo Endplattenpotenziale fortgeleitet
werden. Die Innervation, die Ausprägung und Verteilung der motorischen Endplatten variiert
in verschiedenen Muskelbereichen. Außerdem wird die eintreffende Erregung gleichsam in
beide Richtungen längs der Muskelfaser weitergeleitet. Somit ist es möglich, dass bei entspre-
chender Sensorplatzierung keine oder nur eine abgeschwächte Potenzialdifferenz gemessen
wird.

Dass die Elektrodenplatzierung relativ zur Innervationszone erfolgen soll, wurde von den Au-
toren weiterer Studien gefordert [39]. Mesin et al, der mit einem Mehrkanal-EMG der
Rumpfmuskulatur experimentierte, verlangt, dass die zwei Sensoren mit angepasstem IED
zwischen Sehne und Innervationszone geklebt werden sollen, sodass auch bei Muskelaktivität
keine der Elektroden über der Innervationszone zu liegen kommt [40].

Lapatki et al benutzten ebenfalls ein Mehrkanal-EMG, um für Teile der mimischen Muskula-
tur die Entstehung und Ausbreitung von Potenzialen zu verfolgen und beschrieb die so ermit-
telte optimale Elektrodenplatzierung für diese Muskeln, welche wieder auf der Lage der In-
nervationszonen basierte [37].

Neben der Tatsache, dass an der Muskeloberfläche tatsächlich unterschiedlichen Spannungen
auftreten, stellt sich bei der SEMG zusätzlich folgende Schwierigkeit:

- Da der Sensor die Spannungsänderungen nicht direkt an der Muskeloberfläche, son-
dern auf der Haut aufnimmt, nehmen alle dazwischen liegenden Gewebe Einfluss auf
den Messwert. Bei den hier gemessenen Muskeln sind dort vornehmlich Fett und Drü-
sengewebe (Glandula Parotis) anzufinden. Da die Dicke und die Zusammen-
setzung dieser als Widerstand fungierenden Schichten variiert, werden die auftretenden Span-
nungen, bevor sie am Sensor ankommen, ungleich stark abgeschwächt.
- Auch der Einfluss anderer Muskeln (Crosstalk) kann je nach Lokalisation der Elektro-
de schwächer oder intensiver ausgeprägt sein.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass positionsabhängige Messwertdifferenzen bei hoher Muskelaktivität, wie sie beim maximalen Zubeißen (S2 und S3) auftritt, fast durchgehend vorhanden waren. Auch wenn die Auswertungen diesen Sachverhalt für die erste Bissituation nicht bestätigten, lässt sich vermuten, dass auch bei geringer Aktivität die Potenziale je nach Lokalisation schwanken, da die genannten einflussnehmenden Faktoren weitestgehend unabhängig von dem Grad der Muskelaktivität sind. Es ist davon auszugehen, dass die Messgenauigkeit der verwendeten Apparatur nicht ausreicht, um diese feinen Schwankungen bei niedrigen Basismesswerten wiederzugeben.

Für den Gebrauch von SEMG in Kliniken und Praxen ist es ferner von Bedeutung, ab welchem Ausmaß sich eine variierende Elektrodenlokalisierung in den registrierten Potenzialen bemerkbar macht.

Die kleinste Positionsänderung in der vorliegenden Studie war eine Verschiebung des Sensorzentrums um 3 mm. Schon bei dieser geringfügig abweichenden Elektrodenlokalisierung wichen die erhaltenen Messwerte vom Istwert ab. Bei entsprechend größerem Abstand waren auch zunehmende Differenzen zu verzeichnen.

Dieses Muster, mit dem die Messwerte der vier abweichenden Positionen um den Istwert streuten (Grafik 3.1), trat sowohl beim *Musculus temporalis*, als auch beim *Musculus masseter* in Erscheinung. Demzufolge scheint die Richtung, in welche die Elektroden verschoben werden (parallel oder entlang der Muskelfaser), keinen besonderen Einfluss auf die Messwertdifferenzen zu haben.

Diese Beobachtung lässt sich durch die anatomischen und durch die Apparatur bedingten Faktoren erklären, die auf die SEMG-Messwerte einwirken können und keiner bestimmten Anordnung folgen.

Je größer jedoch der Abstand zweier Bereiche in einem Muskel ist, desto wahrscheinlich ist es, dass sich viele dieser Faktoren in den zwei Bereichen unterscheiden.

Diese Annahme kann durch die bereits beschriebene Beobachtung gestützt werden, dass die Messwerte an den jeweils nur 3 mm entfernten Positionierungen (P2 und P4) nur geringfügig vom festgelegten Idealwert abwichen, während sich für die Potenziale an den Einstellungen P1 und P5 stärkere Unterschiede ergaben.

4.2.3 Diskussion der Hypothese 2: Keine deutlichen Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Probanden

Laut einer Studie von van der Glas und Lobezzo et al. [27] wiesen Männer höhere SEMG-Werte auf als Frauen. Dafür findet sich folgende Theorie:

Bei Frauen besteht zwischen dem Sensor und der Muskeloberfläche eine dickere Fettgewebsschicht, die als Widerstand die Potenziale abschwächt, bevor sie am Sensor ankommen. Die Autoren untersuchten diesen Zusammenhang, indem sie zunächst die entsprechende Fettgewebsschichtdicke ihrer Probanden bestimmten, um bei den anschließend gemessenen Potenzialen diesen Faktor mittels einer hierfür entwickelten Formel herausrechnen zu können. Es zeigte sich, dass die unbearbeiteten Messwerte bei männlichen Versuchsteilnehmern höher ausfielen als bei weiblichen. Nach der rechnerischen Korrektur um die Fettgewebsschichtdicke waren hingegen keine signifikanten Differenzen zwischen den geschlechterspezifischen Messwerten feststellbar [27].

Indessen stellten Yuen, Hwang et al. beim Vergleichen von SEMG-Werten hinsichtlich Alter und Geschlecht die kleinsten Messwerte für Jungen und Männer fest. Sie begründeten ihre Ergebnisse damit, dass die Entwicklung der Muskeln sich bei Männern und Frauen, sowie Kindern und Erwachsenen unterscheidet. Insbesondere die variierende Zusammensetzung der Fasertypen führe zur ungleichen Spannungsentwicklung an den Muskelfasern, was sich folglich im SEMG widerspiegeln würde [34].

Im Gegensatz dazu konnte in der dieser Arbeit zugrunde liegenden Studie bei keiner der Bissituationen ein signifikanter Unterschied zwischen den Istwerten der weiblichen und männlichen Versuchsteilnehmer nachgewiesen werden.

Eine mögliche Erklärung liegt darin, dass bei der SEMG nur das Summenpotenzial bestimmter motorischer Einheiten und nicht das Potenzial des gesamten Muskels erfasst wurde. Wenn die Eigenschaften im Bereich des Sensors bei weiblichen und männlichen Probanden ähnlich sind, aber in anderen Regionen variieren, lässt sich kein Einfluss im abgeleiteten Potenzial erkennen.

4.2.4 Diskussion der Hypothese 3: Geringe Bartbehaarung reduziert die elektromyografische Messwerte nicht

Grundsätzlich ist bei der Anwendung von SEMG notwendig, dass die Haut zu Aufnahme der Klebeelektroden vorbereitet wird. Dazu gehört, neben dem Reinigen und Entfetten, auch die

Enthaarung im späteren Sensorbereich. Dadurch soll einerseits eine gute Haftung der Klebeelektroden gesichert werden und andererseits die Strecke zwischen Muskeloberfläche und dem Sensor so klein wie möglich gehalten werden.

Alle Schichten, die innerhalb dieses Abstands liegen, haben Potenzial, den Widerstand bei der Fortleitung der Spannung zu erhöhen und damit die Messergebnisse zu reduzieren.

Bei Einsatz der SEMG im Rahmen der Patientenbehandlung in der Klinik für Kieferorthopädie des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Kiel standen die Behandler häufig vor folgendem Problem: Der Patient hatte sich zwar wie besprochen am Vorabend oder Morgen des Behandlungstages rasiert, zeigte zum Zeitpunkt des SEMG aber bereits wieder Bartstoppeln. Es ist deswegen interessant, ob dadurch die Messergebnisse bereits merklich beeinflusst werden. Literatur, in der die Einflussnahme durch diesen Faktor untersucht wurde, ist zurzeit nicht verfügbar.

Wenn durch die Barthaare der Sensor nicht direkt auf der Haut zu liegen kommt, nimmt die Entfernung zwischen Entstehungsort und Aufnahme der Potenziale zu. Zwischen Elektrode und Hautoberfläche können sich darüber hinaus Luftschichten ausbilden, welche ein kaum leitendes Medium darstellen und somit die Ableitung der Potenziale behindern.

Die mittleren Potenziale am Musculus masseter fielen bei den 12 Probanden mit Bartstoppeln aus unserem Kollektiv entgegen dieser Annahme jedoch statistisch nicht signifikant kleiner aus, als bei den Probanden ohne Bart.

Da in dieser Studie mit leitendem Gel beschickte Elektroden verwendet wurden, ist davon auszugehen, dass das Gel den kleinen durch die Bartstoppeln entstehenden Abstand überbrückt, wodurch die ankommenden Potenziale ungehindert auf den Sensor treffen. Die Gele enthalten zu diesem Zweck Salze wie Natrium- oder Kaliumchlorid, deren Ionen als Ladungsträger fungieren. Die sogenannten salzfreien Gele basieren auf ionischen Polymeren.

Aufgrund der kleinen Stichprobe lässt sich dieses Ergebnis nicht zwangsläufig auf die Allgemeinheit übertragen. Eine genauere Untersuchung, bei der am selben Proband aufeinanderfolgend mit Bart und nach Rasur gemessen wird, steht noch aus.

5 Zusammenfassung

Die Oberflächenelektromyographie der Kaumusculatur gewinnt in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde sowohl als diagnostisches Hilfsmittel, als auch zur Erfolgskontrolle bei der Therapie zunehmend an Bedeutung. Dabei wird die Aktivität eines Muskels in Form von Spannungsänderungen an der Hautoberfläche von Sensoren aufgenommen und so verarbeitet, dass der Behandelnde sie direkt im Spannungszeitdiagramm verfolgen kann.

Während für die Platzierung der Sensoren hinsichtlich der Rumpf- und Extremitätenmuskulatur inzwischen detaillierte Anleitungen vorliegen, gibt es bei der Elektromyographie von *Musculus masseter* und *temporalis* nur ungenaue Vorgaben.

Das Ziel dieser Arbeit war es, zu untersuchen, ob eine gering in der Positionierung veränderte Klebung der Hautelektroden bei gleicher Muskelarbeit zu unterschiedlichen Messergebnissen führt.

Dazu wurden an 43 Probanden beidseitig auf der den *Musculus masseter* und den *Musculus temporalis* bedeckenden Haut skalierte Messstrecken angebracht, entlang derer die Position der Elektroden definiert verschoben werden konnte. Bei jedem Probanden wurden so jeweils 5 Messpunkte in drei verschiedenen Aktivitätsstufen der Muskeln (leichter Kontakt an den antagonistischen Zähnen, starkes Zubeißen, Zubeißen auf Watterollen) untersucht.

Bei leichtem Zahnkontakt waren die Messwerte, die an unterschiedlichen Positionen erhoben wurden, bis auf einige Ausnahmen signifikant gleich. Die elektromyographisch bestimmte Muskelaktivität bei maximalem Zusammenbeißen und dem Beißen auf Watte zeigte hingegen in der Masse signifikante positionsabhängige Differenzen. Daraus ergibt sich, dass der Sensor sensibel auf die Änderung seiner Lage über dem Muskel reagierte. Dies galt insbesondere für Lageänderungen über eine Distanz von 3 mm. Während die Messwerte an den jeweils nur 3 mm entfernten Positionierungen nur geringfügig vom festgelegten Idealwert abwichen, ergaben sich für die Potenziale an den peripheren Ableitungen entsprechend stärkere Differenzen. Dabei zeigte sich kein Unterschied bezüglich der Richtung, in die die Elektroden verschoben wurden (parallel zum Muskelfaser oder entlang dem Faserverlauf).

Somit konnte im Rahmen dieser vorgelegten Arbeit gezeigt werden, dass die Positionierung der Elektroden bei der Oberflächenelektromyographie der Kaumusculatur einen entscheidenden Einfluss auf die Messergebnisse nimmt. Es sollte daher die Aufgabe weiterer Studien sein, praxistaugliche Verfahren zur Festlegung und Reproduzierbarkeit der idealen Messpunkte an den einzelnen Muskeln zu entwickeln.

6 Literaturverzeichnis

1. **Sherrington, L.** Recruitment and some other Features of Reflex Inhibition. *Proc. R. Soc. Lond.* 1924/1925; 97: 212-276.
2. **Adrian, E.D., Bronk, D.W.** The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part I. Impulses in single fibres of the phrenic nerve. *J Physiol.* 1928; 66(1): 81-101.
3. **Moyers, R.E.** Temporomandibular muscle contraction patterns in Angle Class II, division 1 malocclusion; an electromyographic analysis. *Am J Orthod.* 1949; 35(11): 837-57.
4. **Carlsoo, S.** An electromyographic study of the activity of certain suprahyoid muscles (mainly the anterior belly of digastric muscle) and of the reciprocal innervation of the elevator and depressor musculature of the mandible. *Acta Anta (Basel).* 1956; 26(2): 81-93.
5. **Eschler, J.** Principles and results of investigations on increased muscle activity following insertion of the Andresen-Haupl orthodontic apparatus. *Zahnarztl Welt Zahnarztl Reform Zwr.* 1951; 6(9): 187-94.
6. **Stalberg, E.** Macro EMG, a new recording technique *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry.* June 1980; 43(6): 475-82.
7. **Antoni, L., Sanders, D. und Stalberg, E.** Automated analysis of neuromuscular "jitter". *Computer Programs Biomed.* June 1983; 16(3): 175-187
8. **Daube, J.R., Funk D.A., Morrey B.F., An K.N.** Electromyographic analysis of muscles across the elbow joint. *J Orthop Res.* 1987; 5(4): 529-38.
9. **Lindstrom, L., Magnusson, R. und Petersen, I.** Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography.* 1970; 10(4): 341-56.
10. **Hopf, H.C., Kaeser, H.E., Ludin, H.P., Ricker, K., Stölzel, R., Struppler, A., Tackmann, W.** Basic conditions for electromyographic examination. Part I: EMG, nerve conduction velocity and test of motor end-plate function. *EEG EMG Z Electroenzephalogr Electromyogr Verwandte Geb.* Jun 1979; 10(2): 57-61.
11. **Tillmann, B., Töndury, G. und Zilles, K.** Rauber/Kopsch - Anatomie des Menschen. Leonhardt, H [Hrsg.]. Bd. 1 Bewegungsapparat. *Thieme Verlag, 1978.*
12. **Jahnsen, L.** Untersuchungsmethoden in der Biomechanik. [Online] [Zitat vom: 15.1.09.]. http://www2.rz.hu-berlin.de/biomechanik/Seminare/Methoden/EMG/EMG_Elektrtyp.htm.

13. **Zschorlich, V.R.** Digital filtering of EMG-signals. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* March 1989; 29(2): 81-6.
14. **Lund, J.P., Widmer, C.G. und Fine, J.S.** Validity of diagnostic and monitoring tests used for temporomandibular disorders. *J Dent Res.* April 1995, 74(4), S. 1133-43.
15. **Klassner, G.D. und Okeson, J.P.** The clinical usefulness of surface elektromyography in the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *Jada.* June 2006;137(6): 763-69.
16. **Suvinen, T.I. und Kemppainen, P.** Review of clinical EMG studies related to muscle and occlusal factors in healthy and TMD subjects. *J Oral Rehabil.* September 2007; 34(9): 631-44.
17. **Beck, R.B., O'Malley, M., van Dijk, J.P., Nolan, P., Stegeman, D.F.** The effects of bipolar electrode montage on conduction velocity estimation from the surface electromyogram. *J Electromyogr Kinesiol.* August 2004; 14(4): 505-14.
18. **Lobizzo, F., van der Glas, H.W., Buchner, R., van der Bilt, A., Bosman, F.** Gain and threshold of the jaw-jerk reflex in man during isometric contraction. *Exp Brain Res.* 1993; 92(1): 129-38.
19. **Beck, T.W., Housh, T.J., Cramer, J.T., Weir, J.P.** The effects of interelectrode distance over the innervation zone and normalization on the electromyographic amplitude and mean power frequency versus concentric, eccentric and isometric torque relationships for the vastus lateralis muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* April 2009; 19(2): 219-31.
20. **Ng, J.K., V., Kippers und Richardson, C.A.** Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* Jan-Feb 1998; 38(1): 51-8.
21. **Zedka, M., Kumar, S. und Narayan, Y.** Comparison of surface EMG signals between electrode types, interelectrode distances and electrode orientations in isometric exercise of the erector spinae muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* October 1997; 37(7): 439-47.
22. **Zebris Medical GmbH.** The Zebris EMG Bluetooth Measuring System for Recording Muscle Activity. [Online] March 2009. [Zitat vom: 22. September 2010.] <http://www.zebris.de/english/pdf/EMG-ba-GB.pdf>.
23. **Tillmann, B.** Atlas der Anatomie, Muskeltrainer. *Springer*, 2005: 2
24. **Strub, J.R., Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M.** Curriculum Prothetik Bd. 1. *Quintessenz Verlags-GmbH*, 2005: 116

25. **Schünke, S., Schulte, E. und Schumacher, U.** Prometheus Lernatlas der Anatomie. Bd. 1 Kopf und Neuroanatomie. *Thieme*, 2006: 49 Abbildung Da
26. **WHO.** World Health Organization - Health topics. [Online] 2010. [Zitat vom: 16. February 2010.] <http://www.euro.int/en/what-we-do/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index>.
27. **van der Glas, H.W., Lobbezoo, F., van der Bilt, A., Bosman, F.** Influence of the thickness of soft tissue overlying human masseter and temporalis muscles on the electromyographic maximal voluntary contraction level. *Eur J Oral Sci.* April 1996, 104(2 (Pt 1)), S. 87-95.
28. **Baba, K., Mizutani, H. und Enosawa, S.** Influence of experimental occlusal discrepancy on masticatory muscle activity during clenching. *J Oral Rehabil.* 1996, 23(1), S. 55-60.
29. **De Felício, C.M., Sidequersky, F.V., Tartaglia, G.M., Sforza, C.** Electromyographic standardized indices in healthy Brazilian young adults and data reproducibility. *J Oral Rehabil.* August 2009, 36(8), S. 577-83.
30. **Takarada, T., Alvarado Larrinaga, G., Nishida, F., Nishino, M.** Frequency analysis of the EMG power spectrum of the anterior temporalis and masseter muscles in children and adults. *Shoni Shikagaku Zasshi.* 1989, 27(4), S. 884-94.
31. **Hermens, H.J. und Freriks, B.** SENIAM 8 European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy - Results of the SENIAM project. [Online] 1999. [Zitat vom: 12. March 2010.] <http://www.seniam.org/>.
32. **Grubwieser, G., Flatz, A., Grunert, I., Kofler, M., Ulmer, H., Gausch, K., Kulmer, S.** Quantitative analysis of masseter and temporalis EMGs: a comparison of anterior guided versus balanced occlusal concepts in patients wearing complete dentures. *J Oral Rehabil.* September 1999, 26(9), S. 731-6.
33. **Liu, Z.J., Yamagata, K., Kasahara, Y., Ito, G.** Electromyographic examination of jaw muscles in relation to symptoms and occlusion of patients with temporomandibular joint disorders. *J Oral Rehabil.* January 1999, 26(1), S. 33-47.
34. **Yuen, S.W., Hwang, P.C. und Poon, P.W.** EMG power spectrum patterns of anterior temporalis and masseter muscles in children and adults. *J Dent Res.* May 1989, 68(5), S. 800-4.
35. **Castroflorio, T., Farina, D., Bottin, A., Piacino, M.G., Bracco, P., Merletti, R.** Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J Oral Rehabil.* June 2005, 32(6), S. 411-7.

36. **Masuda, T. und Sadoyama, T.** Processing of myoelectric signals for estimating the location of innervation zones in the skeletal muscles. *Front Med Biol Eng.* 1989, 1(4), S. 299-314.
37. **Lapatki, B.G., Oostenveld, R., Van Dijk, J.P., Jonas, I.E., Zwarts, M.J., Stegeman, D.F.** Optimal placement of bipolar surface EMG electrodes in the face based on single mototr unit analysis. *Psychophysiology.* March 2010, 47(2), S. 299-314.
38. **Buzinelli, R.V. und Berzin, F.** Electromyographic analysis of fatigue in temporalis and masseter muscles during continuous chewing. *J Oral Rehabil.* December 2001, 28(12), S. 1165-7.
39. **Staudemann, D., Rooleveld, K., Stegemann D.F., van Dieen J.H.** Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol.* June 2010, 20(3), S. 375-87.
40. **Mesin, L., Merletti, R. und Rainoldi, A.** Surface EMG: the issue of electrode location. *J Electromyogr Kinesiol.* October 2009, 19(5), S. 719-26.

7 Anhang

7.1 Abkürzungsverzeichnis

abs.	absolute
B1	Behandelnder 1
B2	Behandelnder 2
BMI	Bodymassindex
D1	Differenz 1
D2	Differenz 2
Diff.	Differenz
EMG	Electromyographie
IED	Interelectrode Distance
IKP	Interkuspitationsposition
LM	linker Musculus masseter
LT	linker Musculus temporalis
m	Männlich / Männliche/r Proband/en
Max.	maximal/e/s
M., Mm.	Musculus, Musculi
MUAP	motor unit action Potenzial
MW	Mittelwert
Okkl.	Okklusion
P1 bis P5	Elektrodenpositionen
RM	rechter Musculus masseter
RT	rechter Musculus temporalis
S1	Bissituation 1: leichter Zahnkontakt
S2	Bissituation 2: maximales Zubeißen in habitueller Interkuspitation (IKP)
S3	Bissituation 2: maximales Zubeißen auf Watterollen
SEMG	Surface Electromyography
STD	Standardabweichung
TMD	Temporomandibular Diseases
w	Weiblich / weibliche/r Proband/en
WHO	World Health Organisation

7.2 Frage- und Befundbogen zur Probandenauswahl

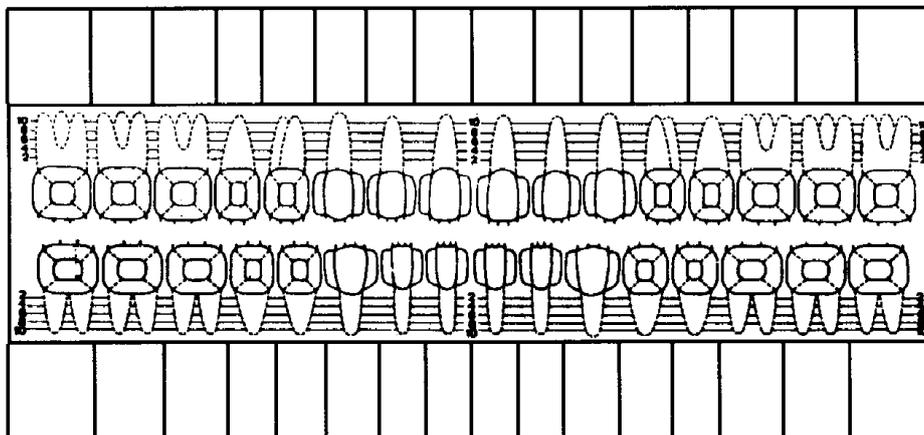
7.2.1 Fragebogen zur Teilnahme an elektromyographischen Untersuchungen der Kaumuskulatur

Name Vorname	
Geburtsdatum	
Straße, Hausnummer PLZ Ort	
Telefon Handy Email	
Körpergröße Körpergewicht	
(Voll)Barträger (gemeint ist vorhandenes Barthaar im Bereich der Wangen, auch 3-Tagebart)	Ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>
Nehmen Sie regelmäßig Medikamente ein (z.B. Muskelrelaxantien)? Wenn ja: Welche? Wogegen?	Ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>
Leiden sie unter Allgemeinerkrankungen?	Ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>
Leiden sie unter orthopädischen Erkrankungen (z.B.: Probleme im Bereich der Halswirbelsäule/Nackenmuskulatur)?	Ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>
Haben sie Schmerzen / Probleme / Erkrankungen im Bereich des Kiefergelenks oder der Kaumuskulatur (z.B. Knacken, rheumatoide Arthritis)? Wenn ja, bitte kurz benennen/beschreiben.	Ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>
Waren Sie einmal oder sind Sie zurzeit in kieferorthopädischer Behandlung? Wenn ja, bitte kurz Grund /Art der Behandlung beschreiben.	Ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>

7.2.2. Befundbogen zur Teilnahme an elektromyographischen Untersuchungen der Kaumuskulatur

Name des Probanden:		Datum:
Extraoraler Befund	opB	pB (Erklärung)
NAP		
KG		
LK		
Intraoraler Befund	opB	pB (Erklärung)
Schleimhaut		

Dentaler Befund

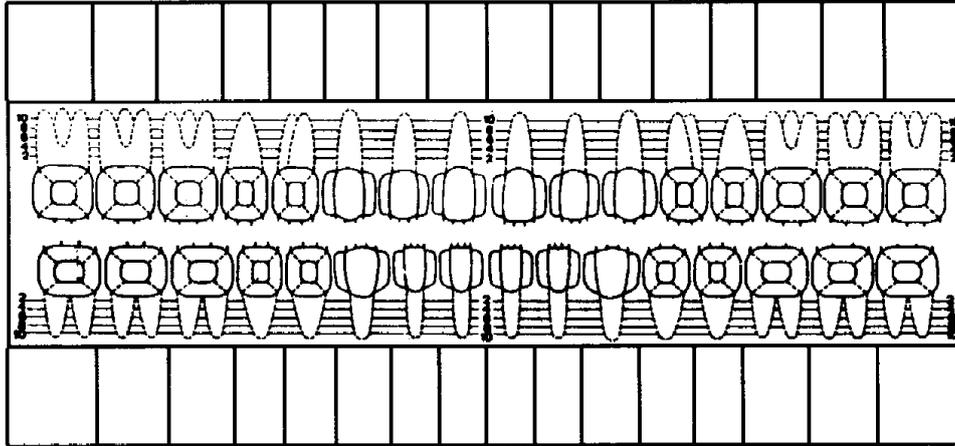


Eintragungen:

- Sensibilität - Onlays, Kronen, Brücken: Ausschlusskriterium!
- Füllungen
- Inlays

Okklusionsbefund A	
Angle-Klassifizierung	
Angle-Klasse I (Neutralbissstellung)	
Angle-Klasse II/1 (Distalbissstellung mit protrudierter OK-Front)	
Angle-Klasse II/2 (Distalbissstellung mit retrudierter OK-Front)	
Angle-Klasse III (Mesialbissstellung)	

Okklusionsbefund B		
Gleichmäßige Abstützung in (Kontakte in Befund einzeichnen)	Ja	Nein
IKP		
Protrusion		
Laterotrusion		



Dynamische Okklusion	
Frontzahngeschützte Okklusion	
Eckzahngeschützte Okklusion	
Unilateral balancierte Okklusion	
Bilateral balancierte Okklusion	

7.3 Tabellen

S1: leichter Zahnkontakt			S2: max. Zubeißen in habituellem IKP			S3: max. Zubeißen auf Watte		
Muskel	t	p	Muskel	t	p	Muskel	t	p
LM 1	1,25	0,09	LM 1	0,68	0,75	LM 1	0,49	0,97
LM 2	1,13	0,16	LM 2	0,52	0,95	LM 2	0,63	0,81
LM 3	1,58	0,01	LM 3	0,48	0,98	LM 3	0,56	0,91
LM 4	1,88	0	LM 4	0,82	0,51	LM 4	0,83	0,5
LM 5	1,77	0	LM 5	0,86	0,45	LM 5	0,71	0,69
LT 1	1,05	0,22	LT 1	0,76	0,61	LT 1	0,75	0,62
LT 2	1,95	0	LT 2	0,81	0,53	LT 2	0,37	1
LT 3	1,08	0,19	LT 3	0,82	0,52	LT 3	0,46	0,98
LT 4	1,51	0,02	LT 4	0,87	0,43	LT 4	0,75	0,63
LT 5	1,25	0,09	LT 5	0,63	0,82	LT 5	0,82	0,51
RM 1	1,33	0,06	RM 1	0,56	0,91	RM 1	1	0,27
RM 2	1,49	0,02	RM 2	0,55	0,92	RM 2	1,27	0,08
RM 3	0,87	0,43	RM 3	0,53	0,94	RM 3	0,83	0,5
RM 4	1,66	0,01	RM 4	0,73	0,66	RM 4	1,14	0,15
RM 5	1,37	0,05	RM 5	0,65	0,79	RM 5	1,09	0,18
RT 1	0,99	0,29	RT 1	0,97	0,31	RT 1	0,8	0,54
RT 2	1,67	0,01	RT 2	0,59	0,88	RT 2	0,74	0,65
RT 3	1,23	0,1	RT 3	0,59	0,87	RT 3	0,68	0,74
RT 4	1,96	0	RT 4	0,47	0,98	RT 4	0,7	0,72
RT 5	1,82	0	RT 5	0,51	0,96	RT 5	0,53	0,94

Tabelle 7.3.1 Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest (Test auf Normalverteilung) für die Messwerte der vier Muskeln (LM, LT, RM, RT) an den Positionen P1 bis P5. p = asymptotische Signifikanz

		S1: leichter Zahnkontakt									
	Elektroden- position	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	LT 1	LT 2	LT 3	LT 4	LT 5
	B1	Mittelwert	6,3	5,7	4,4	4,5	5,6	8,0	7,4	6,4	7,1
Median		4,3	4,3	3,3	3,4	3,5	6,8	6,0	5,5	5,4	5,5
STD		5,7	4,0	2,8	3,7	6,0	4,7	6,3	3,4	6,4	6,3
Quartil 25%		1,3	1,4	1,2	1,1	0,9	1,4	1,4	1,4	1,4	1,0
Quartil 75%		2,7	2,8	2,5	2,6	2,3	5,0	4,1	3,9	3,9	3,4
Schiefe		2,6	1,3	1,4	2,1	2,9	1,4	3,8	0,9	4,0	2,3
Kurtosis		8,9	0,9	1,0	3,8	10,1	2,1	18,4	0,7	20,8	6,7
Mittelwert m		5,8	4,5	4,5	3,7	6,9	7,8	6,4	6,9	6,3	7,0
STD m		3,3	2,7	2,8	2,9	7,7	3,4	2,2	2,9	2,9	3,6
Mittelwert w		6,3	6,6	4,2	5,0	4,3	8,3	8,4	6,1	7,9	8,2
STD w		6,9	4,6	2,8	4,3	4,0	5,7	8,4	3,8	8,5	8,1
Mittelwert o Bart		6,3	6,0	4,6	4,6	5,1	8,0	7,6	6,3	7,1	7,5
STD o Bart		6,1	4,1	2,8	3,7	4,7	5,2	7,0	3,5	7,2	6,9
Mittelwert Bart		6,6	4,7	3,9	4,2	7,5	8,1	6,6	7,0	7,0	7,9
STD Bart	4,3	3,5	3,2	3,9	9,4	2,6	2,4	3,2	3,1	4,1	
B2	Elektroden- position	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	LT 1	LT 2	LT 3	LT 4	LT 5
	Mittelwert	4,5	4,2	4,2	4,6	4,3	8,0	6,3	5,8	7,5	7,3
	Median	3,0	3,3	3,0	3,3	2,8	5,5	4,3	4,9	5,3	4,7
	STD	5,1	3,0	2,8	3,8	4,3	8,2	5,7	3,9	8,7	10,3
	Quartil 25%	1,1	1,1	1,0	0,7	0,8	2,2	1,9	1,3	0,9	1,5
	Quartil 75%	2,1	2,3	2,4	1,9	1,9	4,0	3,7	3,1	2,8	2,8
	Schiefe	3,9	1,7	1,5	1,7	2,6	3,3	2,7	1,4	3,1	4,8
	Kurtosis	18,6	2,1	1,9	3,3	7,0	11,9	7,3	1,5	10,1	26,8

Tabelle 7.3.2 Spannungsmittelwerte [μ V] vom linken M. masseter (LM) und linken M. temporalis (LT) aller Probanden bei leichtem Zahnkontakt (S1), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung

		S1: leichter Zahnkontakt									
B1	Elektrodenposition	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4	RT 5
	Mittelwert	5,5	4,7	4,0	4,0	3,1	6,8	7,3	6,4	7,1	7,0
	Median	4,1	3,0	3,5	3,0	2,5	5,5	5,9	4,5	4,6	3,7
	STD	3,9	5,2	2,5	5,3	2,1	4,2	7,2	5,0	8,0	9,7
	Quartil 25%	1,2	0,7	0,8	0,4	0,7	1,2	0,7	0,9	1,9	1,2
	Quartil 75%	2,9	2,2	2,2	1,8	1,7	4,0	3,9	3,4	3,2	2,4
	Schiefe	1,6	3,8	1,2	5,4	1,6	1,9	3,9	2,2	4,1	3,6
	Kurtosis	3,0	17,5	1,5	32,5	2,8	4,7	18,8	6,4	20,8	14,9
	Mittelwert M	5,3	4,2	3,8	2,8	3,1	6,9	5,9	6,1	5,0	5,3
	STD M	3,2	3,6	2,1	1,6	1,8	3,5	2,5	2,8	3,0	3,4
	Mittelwert W	5,4	5,1	4,2	4,8	3,1	6,6	8,6	6,7	9,0	8,7
	STD W	4,4	6,3	2,9	7,0	2,3	4,9	9,5	6,4	10,4	12,9
	Mittelwert o Bart	5,5	5,0	4,2	4,4	3,2	7,0	7,5	6,3	7,5	7,3
	STD o Bart	4,2	5,7	2,5	5,9	2,2	4,7	8,0	5,5	8,9	10,8
	Mittelwert Bart	5,4	3,7	3,3	2,4	2,7	6,0	6,8	6,6	5,7	5,9
STD Bart	2,9	2,6	2,5	1,6	1,3	2,0	3,0	3,0	3,3	4,1	
B2	Elektrodenposition	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4	RT 5
	Mittelwert	4,4	3,9	3,5	3,8	2,9	6,8	6,7	5,8	7,3	5,8
	Median	2,6	2,6	3,0	2,5	2,3	5,4	4,5	4,5	4,6	3,9
	STD	8,0	3,2	2,3	4,1	2,4	5,8	7,5	4,9	10,4	5,0
	Quartil 25%	0,7	0,6	0,7	0,7	0,0	1,2	1,5	1,7	1,3	1,3
	Quartil 75%	1,7	1,9	2,0	1,7	1,7	3,6	2,8	2,9	3,3	2,8
	Schiefe	5,9	2,5	1,3	3,8	2,7	2,2	3,8	2,7	4,8	2,0
	Kurtosis	36,9	7,1	1,5	18,6	9,1	4,4	17,6	9,0	26,1	4,1

Tabelle 7.3.3 Spannungsmittelwerte [μV] vom rechten M. masseter (RM) und rechten M. temporalis (RT) aller Probanden bei leichtem Zahnkontakt (S1), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung

		S2: max. Zubeißen in habitueller IKP									
B1	Elektroden- position	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	LT 1	LT 2	LT 3	LT 4	LT 5
	Mittelwert	64,4	74,2	87,6	94,7	96,8	91,6	95,7	105,2	106,8	110,8
	Median	58,2	75,3	89,5	90,4	79,0	89,8	86,3	93,3	98,0	115,6
	STD	37,8	41,3	50,6	57,1	62,1	45,2	47,7	46,8	49,4	52,6
	Quartil 25%	2,4	2,2	1,8	2,0	1,7	6,5	13,4	13,7	13,7	10,7
	Quartil 75%	36,6	42,4	47,6	51,1	45,4	59,7	65,9	75,0	75,4	73,0
	Schiefe	0,7	0,1	0,0	0,3	0,4	0,3	0,4	0,0	0,3	0,3
	Kurtosis	0,2	-0,8	-1,0	-1,1	-0,9	-0,8	-0,7	-1,0	-0,5	-0,3
	Mittelwert M	59,8	71,0	87,8	91,7	90,5	94,5	96,9	108,7	107,9	110,4
	STD M	27,0	33,9	47,4	53,4	59,9	39,6	44,2	44,1	47,3	48,8
	Mittelwert W	68,2	76,1	86,5	96,3	102,0	90,9	94,7	101,1	105,6	110,4
	STD W	46,1	48,2	55,2	62,2	66,1	50,5	52,5	50,5	53,3	57,7
	Mittelwert o Bart	63,9	75,2	87,7	98,3	97,6	89,5	95,6	103,7	107,2	111,4
	STD o Bart	41,2	45,3	55,3	62,7	65,6	47,4	51,2	49,7	53,3	57,2
	Mittelwert Bart	65,9	71,0	87,2	82,6	93,8	98,7	96,0	110,3	105,4	108,9
STD Bart	24,7	25,3	32,2	31,0	51,4	38,1	35,4	37,4	35,5	34,6	
B2	Elektroden- position	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	LT 1	LT 2	LT 3	LT 4	LT 5
	Mittelwert	70,1	81,4	89,3	98,6	101,6	99,7	103,7	107,3	112,6	116,8
	Median	68,5	83,2	98,5	94,7	92,8	94,3	95,5	103,2	104,5	109,7
	STD	41,1	45,9	49,8	55,6	54,8	46,4	46,0	47,0	51,0	52,9
	Quartil 25%	2,5	3,5	2,9	2,9	2,9	19,3	19,9	19,3	8,2	8,5
	Quartil 75%	35,8	40,2	47,0	55,0	59,3	65,0	73,6	69,9	76,3	77,0
	Schiefe	0,2	0,0	-0,1	0,0	0,0	0,3	0,2	0,1	0,3	0,2
Kurtosis	-1,0	-1,1	-1,2	-1,2	-1,0	-0,7	-0,7	-0,8	-0,5	-0,6	

Tabelle 7.3.4 Spannungsmittelwerte [μV] vom linken M. masseter (LM) und linken M. temporalis (LT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen in habitueller IKP (S2), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung

		S2: max. Zubeißen in habitueller IKP									
	Elektrodenposition	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4	RT 5
	B1	Mittelwert	65,2	73,6	87,3	94,5	97,4	102,1	105,3	115,3	121,1
Median		60,5	70,6	86,1	89,7	95,7	86,9	97,8	108,8	111,1	126,3
STD		38,4	46,4	55,9	63,1	71,5	57,0	56,3	60,2	66,4	71,0
Quartil 25%		4,6	5,1	4,7	4,1	5,1	12,7	6,5	6,0	4,7	3,8
Quartil 75%		36,4	37,7	47,4	53,1	38,9	74,8	72,0	66,5	74,3	77,3
Schiefe		0,8	0,7	0,4	0,7	0,9	0,8	0,6	0,2	0,2	0,3
Kurtosis		1,2	0,3	-0,1	0,6	1,1	1,5	0,7	-0,8	-0,7	-0,4
Mittelwert M		59,9	63,5	79,6	87,3	91,6	95,1	97,4	111,2	113,0	116,0
STD M		28,1	41,4	55,6	64,2	78,3	43,3	43,4	58,2	63,0	64,9
Mittelwert W		69,0	81,6	94,0	100,2	103,1	109,2	111,6	118,1	125,3	129,7
STD W		46,4	50,6	57,7	64,4	68,0	67,9	66,9	64,1	70,0	77,7
Mittelwert o Bart		64,5	76,5	91,1	101,6	103,9	102,4	106,6	116,5	125,4	126,8
STD o Bart		42,8	51,5	60,8	68,8	78,0	62,9	61,8	63,7	71,8	76,5
Mittelwert Bart		67,6	63,7	74,3	70,4	75,5	101,1	101,0	111,5	106,5	115,4
STD Bart	17,8	21,2	33,6	29,4	37,7	31,9	33,8	48,8	43,2	50,3	
B2	Elektrodenposition	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4	RT 5
	Mittelwert	72,7	81,2	90,1	89,8	95,6	109,2	118,4	121,4	125,6	129,7
	Median	69,0	78,5	99,4	93,5	88,3	110,1	108,3	118,2	114,2	130,1
	STD	46,1	60,0	56,8	60,3	68,7	54,8	58,7	59,0	64,7	70,7
	Quartil 25%	6,8	5,9	6,4	6,8	5,5	4,7	5,6	5,0	4,3	3,1
	Quartil 75%	32,6	30,2	37,8	36,8	33,5	67,0	76,5	80,7	80,5	77,4
	Schiefe	0,6	1,2	0,2	0,4	0,6	0,1	0,4	0,1	0,4	0,8
	Kurtosis	0,0	1,9	-0,7	-0,6	-0,2	-0,9	-0,3	-0,7	-0,6	0,9

Tabelle 7.3.5 Spannungsmittelwerte [μV] vom rechten M. masseter (RM) und rechten M. temporalis (RT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen in habitueller IKP (S2), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung

		S3: max. Zubeißen auf Watte									
B1	Elektroden- position	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	LT 1	LT 2	LT 3	LT 4	LT 5
	Mittelwert	87,4	109,0	130,2	145,5	143,1	110,1	115,3	120,8	127,5	128,8
	Median	91,2	105,1	131,4	139,7	136,9	104,6	112,3	120,5	121,6	119,6
	STD	43,2	53,0	60,5	92,2	71,7	46,3	45,6	48,8	53,9	55,5
	Quartil 25%	13,1	12,2	19,8	17,4	17,5	20,1	13,0	16,0	17,5	10,1
	Quartil 75%	54,5	65,8	84,2	84,1	89,2	81,8	83,6	86,5	90,5	94,6
	Schiefe	0,4	0,6	0,2	2,3	0,5	0,4	0,0	-0,2	0,3	0,2
	Kurtosis	-0,2	0,5	-0,3	9,7	-0,5	-0,3	-0,4	-0,6	-0,4	-0,1
	Mittelwert M	81,9	104,2	116,1	133,9	125,6	106,1	105,3	108,9	110,7	111,7
	STD M	47,1	58,4	63,1	119,9	71,1	40,1	42,0	52,9	55,7	58,8
	Mittelwert W	91,1	112,4	142,2	154,8	156,2	115,8	125,5	131,2	141,7	141,9
	STD W	40,8	49,9	58,2	63,1	71,5	51,4	47,9	44,8	50,2	50,1
	Mittelwert o Bart	91,8	114,9	136,8	156,7	148,6	109,9	119,2	122,8	134,5	134,7
	STD o Bart	44,7	56,6	63,4	98,4	71,2	50,4	49,6	51,7	56,4	58,5
	Mittelwert m Bart	72,3	88,9	107,9	107,4	124,6	110,6	102,4	114,4	103,8	108,6
STD m Bart	35,9	33,0	45,0	55,0	74,0	30,8	25,8	39,1	37,2	39,5	
B2	Elektroden- position	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	LT 1	LT 2	LT 3	LT 4	LT 5
	Mittelwert	101,8	119,1	135,3	153,4	170,1	125,9	127,1	126,7	133,4	140,4
	Median	100,2	115,2	138,0	147,2	155,4	117,5	128,0	130,2	134,5	133,7
	STD	54,7	63,4	60,2	90,6	102,5	52,4	48,3	50,1	55,7	62,5
	Quartil 25%	18,3	23,8	22,8	26,0	23,1	36,3	20,5	12,3	8,5	5,5
	Quartil 75%	70,3	70,1	86,5	104,4	112,9	92,6	98,5	93,2	91,8	93,2
	Schiefe	1,4	1,1	0,0	2,4	2,1	0,5	-0,2	-0,4	0,0	0,4
Kurtosis	4,9	2,9	-0,5	10,7	8,3	0,0	-0,6	-0,3	-0,5	0,3	

Tabelle 7.3.6 Spannungsmittelwerte [μV] vom linken M. masseter (LM) und linken M. temporalis (LT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen auf Watte (S3), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung

		S3: max. Zubeißen auf Watte									
	Elektroden- position	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4	RT 5
	B1	Mittelwert	94,1	104,3	122,7	141,0	149,1	117,3	121,9	133,7	137,7
Median		81,8	96,2	114,3	118,0	131,2	104,8	117,1	120,5	128,6	128,8
STD		53,7	65,6	60,8	109,3	100,5	61,4	59,9	62,5	69,0	67,4
Quartil 25%		8,3	16,7	26,3	8,9	13,7	10,2	9,4	7,9	5,8	5,9
Quartil 75%		61,6	63,1	81,7	85,5	82,3	77,4	79,4	89,7	86,9	86,6
Schiefte		1,4	2,4	1,0	3,1	2,0	0,7	0,7	0,8	0,5	0,2
Kurtosis		2,6	8,9	1,6	14,3	6,5	0,6	1,4	1,1	0,0	-0,6
Mittelwert M		87,0	93,5	107,4	126,3	130,7	111,8	110,1	126,6	125,7	126,0
STD M		50,3	79,2	66,2	144,5	118,6	52,1	47,5	60,7	75,3	73,4
Mittelwert W		99,0	113,4	137,7	152,8	166,0	123,7	133,0	141,2	146,8	143,5
STD W		57,7	52,9	53,9	70,4	83,5	69,9	69,3	65,5	64,3	63,2
Mittelwert o Bart		96,6	112,7	132,3	157,3	165,6	118,7	127,4	137,8	144,0	143,2
STD o Bart		59,4	71,7	64,0	118,0	106,4	66,6	66,3	68,1	74,6	70,7
Mittelwert m Bart		85,8	75,6	90,0	85,6	93,0	112,5	103,4	119,7	116,2	112,7
STD m Bart	27,4	23,9	32,8	40,1	46,4	41,5	23,2	37,1	40,3	50,6	
B2	Elektroden- position	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4	RT 5
	Mittelwert	100,6	117,6	128,5	136,8	156,8	131,2	134,5	136,6	144,0	147,2
	Median	91,0	104,9	125,1	127,0	137,8	121,0	127,0	124,4	130,9	133,6
	STD	61,1	73,3	63,2	93,3	107,9	64,2	59,7	62,8	71,9	77,3
	Quartil 25%	20,5	20,4	30,1	12,9	5,4	8,2	6,1	7,6	9,5	6,4
	Quartil 75%	54,2	64,6	87,3	79,6	83,7	91,7	100,1	96,8	89,7	92,4
	Schiefte	1,8	1,9	0,7	2,3	1,6	0,9	0,5	0,8	0,5	0,7
	Kurtosis	5,7	6,2	0,6	9,9	4,8	1,1	0,7	1,5	-0,1	-0,1

Tabelle 7.3.7 Spannungsmittelwerte [μV] vom rechten M. masseter (RM) und rechten M. temporalis (RT) aller Probanden bei maximalem Zubeißen auf Watte (S3), gemessen durch die Behandelnden B1 und B2. STD = Standardabweichung

S1: leichter Zahnkontakt			
Muskel B1 - B2	Messposition	T	p
LM 11 - LM 21	P1	1,60	0,12
LM 12 - LM 22	P2	2,22	0,03
LM 13 - LM 23	P3	0,56	0,58
LM 14 - LM 24	P4	-0,13	0,89
LM 15 - LM 25	P5	1,16	0,25
LT 11 - LT 21	P1	0,06	0,95
LT 12 - LT 22	P2	1,42	0,16
LT 13 - LT 23	P3	1,23	0,23
LT 14 - LT 24	P4	-0,46	0,65
LT 15 - LT 25	P5	0,18	0,86
RM 11 - RM 21	P1	0,80	0,43
RM 12 - RM 22	P2	1,28	0,21
RM 13 - RM 23	P3	1,15	0,26
RM 14 - RM 24	P4	0,37	0,71
RM 15 - RM 25	P5	0,59	0,56
RT 11 - RT 21	P1	-0,03	0,97
RT 12 - RT 22	P2	1,02	0,31
RT 13 - RT 23	P3	1,17	0,25
RT 14 - RT 24	P4	-0,36	0,72
RT 15 - RT 25	P5	1,31	0,20

Tabelle 7.3.8 Vergleich der Messwerte von Behandler B1 und Behandler B2 an den fünf Messpositionen für die Bissituation 1. Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied, T = gepaarter t-Test. Die Ziffern hinter den Muskelbezeichnungen (LM, LT, RM, RT) stehen in der dargestellten Reihenfolge für Behandler (B1, B2), Position (P1 bis P5).

S1: leichter Zahnkontakt						
S1	B1		B2		B1 zu B2	
	Mittelwert	STD	Mittelwert	STD	Mittelwert	STD
LM 111	3,25	4,23	2,48	3,74	4,63	6,06
LM 121	3,02	3,28	1,79	2,08	3,22	3,42
LM 131					2,17	2,54
LM 141	2,23	2,56	1,83	2,22	3,05	3,76
LM 151	3,35	5,19	2,38	3,38	4,15	6,01
RM 111	3,03	3,28	2,70	6,67	4,28	7,97
RM 121	2,46	3,73	1,62	1,94	2,68	3,69
RM 131					1,81	1,96
RM 141	2,23	3,67	2,46	2,97	2,20	2,36
RM 151	1,62	1,69	1,75	1,78	1,44	1,74
LT 111	3,42	3,24	3,91	6,50	4,68	7,13
LT 121	2,51	3,98	2,42	3,56	3,40	3,95
LT 131					2,31	2,19
LT 141	2,23	4,23	3,10	5,72	3,07	5,02
LT 151	2,47	4,06	3,22	7,76	4,37	7,68
RT 111	3,54	3,73	2,88	3,37	3,54	4,50
RT 121	2,75	3,27	1,88	3,11	2,48	3,25
RT 131					2,28	2,38
RT 141	3,15	4,24	2,81	5,95	2,94	3,45
RT 151	3,19	4,87	2,11	2,36	3,46	5,43

Tabelle 7.3.9 Mittlere absolute positionsabhängige Differenzen [μV] zu den Istwerten im Vergleich bei zwei Versuchsleitern (B1, B2) bei leichtem Zahnkontakt (S1)

S2: max. Zubeißen in habitueller IKP						
S2	B1		B2		B1 zu B2	
	Mittelwert	STD	Mittelwert	STD	Mittelwert	STD
LM 112	28,69	24,80	20,45	17,50	16,73	16,71
LM 122	18,00	17,25	12,69	11,37	15,16	14,70
LM 132					8,95	7,10
LM 142	17,86	17,12	13,77	14,66	21,51	24,11
LM 152	26,90	23,09	20,42	16,06	21,32	20,57
RM 112	29,43	25,26	25,72	20,97	15,97	16,49
RM 122	18,20	15,65	19,38	23,29	21,51	26,66
RM 132					11,48	8,54
RM 142	15,18	13,37	12,56	20,18	22,18	31,36
RM 152	19,97	20,79	19,61	19,99	18,80	16,23
LT 112	24,16	17,85	15,57	14,33	23,78	17,52
LT 122	14,43	13,27	12,30	13,90	21,83	15,44
LT 132					11,55	6,54
LT 142	12,81	12,11	12,32	10,87	16,68	13,03
LT 152	16,27	13,92	18,33	17,18	20,36	20,18
RT 112	27,98	24,14	19,09	14,93	24,23	21,76
RT 122	18,08	15,49	15,58	12,78	25,08	20,89
RT 132					13,98	7,89
RT 142	17,55	15,38	14,75	15,70	18,98	15,54
RT 152	21,05	20,53	21,70	22,53	21,47	18,54

Tabelle 7.3.10 Mittlere absolute positionsabhängige Differenzen [μV] zu den Istwerten im Vergleich bei zwei Versuchsleitern (B1, B2) bei maximalem Zubeißen in habitueller IKP (S2)

S3: max. Zubeißen auf Watte						
S3	B1		B2		B1 zu B2	
	Mittelwert	STD	Mittelwert	STD	Mittelwert	STD
LM 113	44,40	35,42	38,24	26,25	24,46	28,59
LM 123	25,74	22,38	22,78	21,96	22,95	21,09
LM 133					19,81	11,24
LM 143	27,80	46,67	29,15	48,54	28,44	21,78
LM 153	37,94	31,22	43,77	58,88	41,53	66,13
RM 113	39,42	33,32	35,08	23,38	31,07	30,97
RM 123	28,23	21,16	19,92	21,47	25,45	23,79
RM 133					18,56	11,87
RM 143	28,81	56,46	29,39	45,26	32,50	49,37
RM 153	35,98	43,11	42,77	46,33	29,49	30,11
LT 113	24,21	23,04	26,31	23,54	31,39	29,84
LT 123	21,34	21,68	16,50	16,95	26,39	17,04
LT 133					19,17	10,02
LT 143	21,81	18,86	18,72	23,51	25,01	23,82
LT 153	27,56	20,43	24,44	30,46	27,21	25,86
RT 113	31,25	23,47	28,46	23,10	35,43	26,92
RT 123	19,26	17,73	16,46	14,83	28,27	22,32
RT 133					19,60	12,79
RT 143	19,20	16,87	19,66	19,08	20,86	16,71
RT 153	26,02	21,60	26,07	27,58	24,63	19,82

Tabelle 7.3.11 Mittlere absolute positionsabhängige Differenzen [μV] zu den Istwerten im Vergleich bei zwei Versuchsleitern (B1, B2) beim maximalem Zubeißen auf Watte (S3)

S1	T	p	S2	T	p	S3	T	p
LM 111 - LM 121	0,90	0,38	LM 112 - LM 122	-3,27	0,00	LM 113 - LM 123	-4,52	0,00
LM 111 - LM 131	2,51	0,02	LM 112 - LM 132	-5,13	0,00	LM 113 - LM 133	-7,63	0,00
LM 111 - LM 141	2,04	0,05	LM 112 - LM 142	-5,35	0,00	LM 113 - LM 143	-5,51	0,00
LM 111 - LM 151	0,59	0,56	LM 112 - LM 152	-5,07	0,00	LM 113 - LM 153	-6,66	0,00
LM 121 - LM 131	2,00	0,05	LM 122 - LM 132	-4,22	0,00	LM 123 - LM 133	-5,28	0,00
LM 121 - LM 141	1,79	0,08	LM 122 - LM 142	-4,45	0,00	LM 123 - LM 143	-4,52	0,00
LM 121 - LM 151	0,11	0,92	LM 122 - LM 152	-3,52	0,00	LM 123 - LM 153	-4,56	0,00
LM 131 - LM 141	-0,09	0,93	LM 132 - LM 142	-1,98	0,05	LM 133 - LM 143	-1,93	0,06
LM 131 - LM 151	-1,28	0,21	LM 132 - LM 152	-1,76	0,08	LM 133 - LM 153	-1,79	0,08
LM 141 - LM 151	-1,13	0,26	LM 142 - LM 152	-0,44	0,66	LM 143 - LM 153	0,23	0,82
S1	T	p	S2	T	p	S3	T	p
RM 111 - RM 121	0,86	0,39	RM 112 - RM 122	-2,58	0,01	RM 113 - RM 123	-1,59	0,12
RM 111 - RM 131	2,36	0,02	RM 112 - RM 132	-4,56	0,00	RM 113 - RM 133	-4,38	0,00
RM 111 - RM 141	1,60	0,12	RM 112 - RM 142	-5,00	0,00	RM 113 - RM 143	-3,88	0,00
RM 111 - RM 151	4,16	0,00	RM 112 - RM 152	-4,15	0,00	RM 113 - RM 153	-4,98	0,00
RM 121 - RM 131	1,10	0,28	RM 122 - RM 132	-4,58	0,00	RM 123 - RM 133	-4,04	0,00
RM 121 - RM 141	1,45	0,15	RM 122 - RM 142	-4,84	0,00	RM 123 - RM 143	-4,50	0,00
RM 121 - RM 151	2,51	0,02	RM 122 - RM 152	-3,98	0,00	RM 123 - RM 153	-6,15	0,00
RM 131 - RM 141	0,08	0,94	RM 132 - RM 142	-2,52	0,02	RM 133 - RM 143	-2,00	0,05
RM 131 - RM 151	2,66	0,01	RM 132 - RM 152	-2,48	0,02	RM 133 - RM 153	-3,53	0,00
RM 141 - RM 151	1,27	0,21	RM 142 - RM 152	-0,88	0,38	RM 143 - RM 153	-1,67	0,10

Tabelle 7.3.12 Vergleich der Messwerte an den verschiedenen Elektrodenpositionen für die 3 Bissituationen. Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied, T = gepaarter t-Test. Die Ziffern hinter den Muskelbezeichnungen (LM, LT, RM, RT) stehen in der dargestellten Reihenfolge für Behandler (B1, B2), Position (P1 bis P5), Bissituation (S1 bis S3).

S1	T	p	S2	T	p	S3	T	p
LT 111 - LT 121	0,69	0,49	LT 112 - LT 122	-1,15	0,26	LT 113 - LT 123	-1,38	0,17
LT 111 - LT 131	2,40	0,02	LT 112 - LT 132	-3,35	0,00	LT 113 - LT 133	-2,24	0,03
LT 111 - LT 141	0,87	0,39	LT 112 - LT 142	-3,70	0,00	LT 113 - LT 143	-2,94	0,01
LT 111 - LT 151	0,62	0,54	LT 112 - LT 152	-4,31	0,00	LT 113 - LT 153	-2,53	0,01
LT 121 - LT 131	1,38	0,17	LT 122 - LT 132	-3,69	0,00	LT 123 - LT 133	-1,21	0,23
LT 121 - LT 141	0,57	0,57	LT 122 - LT 142	-3,83	0,00	LT 123 - LT 143	-2,23	0,03
LT 121 - LT 151	-0,25	0,80	LT 122 - LT 152	-3,85	0,00	LT 123 - LT 153	-1,89	0,07
LT 131 - LT 141	-0,92	0,36	LT 132 - LT 142	-0,58	0,56	LT 133 - LT 143	-1,57	0,12
LT 131 - LT 151	-1,63	0,11	LT 132 - LT 152	-1,78	0,08	LT 133 - LT 153	-1,56	0,13
LT 141 - LT 151	-0,58	0,57	LT 142 - LT 152	-1,25	0,22	LT 143 - LT 153	-0,29	0,77
S1	T	p	S2	T	p	S3	T	p
RT 111 - RT 121	-0,53	0,60	RT 112 - RT 122	-0,63	0,53	RT 113 - RT 123	-0,86	0,40
RT 111 - RT 131	0,54	0,59	RT 112 - RT 132	-2,52	0,02	RT 113 - RT 133	-3,05	0,00
RT 111 - RT 141	-0,24	0,81	RT 112 - RT 142	-3,84	0,00	RT 113 - RT 143	-3,14	0,00
RT 111 - RT 151	-0,18	0,86	RT 112 - RT 152	-3,97	0,00	RT 113 - RT 153	-2,68	0,01
RT 121 - RT 131	1,53	0,13	RT 122 - RT 132	-3,07	0,00	RT 123 - RT 133	-3,32	0,00
RT 121 - RT 141	0,49	0,63	RT 122 - RT 142	-3,50	0,00	RT 123 - RT 143	-2,91	0,01
RT 121 - RT 151	0,47	0,64	RT 122 - RT 152	-3,50	0,00	RT 123 - RT 153	-2,22	0,03
RT 131 - RT 141	-0,89	0,38	RT 132 - RT 142	-1,70	0,10	RT 133 - RT 143	-1,05	0,30
RT 131 - RT 151	-0,75	0,46	RT 132 - RT 152	-2,09	0,04	RT 133 - RT 153	-0,51	0,61
RT 141 - RT 151	0,07	0,94	RT 142 - RT 152	-1,06	0,30	RT 143 - RT 153	0,38	0,70

Tabelle 7.3.13 Vergleich der Messwerte an den verschiedenen Elektrodenpositionen für die 3 Bissituationen. Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied, T = gepaarter t-Test. Die Ziffern hinter den Muskelbezeichnungen (LM, LT, RM, RT) stehen in der dargestellten Reihenfolge für Behandler (B1, B2), Position (P1 bis P5), Bissituation (S1 bis S3).

S1: leichter Zahnkontakt			S2: max. Zubeißen in habitueller IKP			S3: max. Zubeißen auf Watte		
Elektroden- position	T	p	Elektroden- position	T	p	Elektroden- position	T	p
LM 111	-0,55	0,58	LM 112	-0,73	0,47	LM 113	-0,76	0,45
LM 121	-1,98	0,05	LM 122	-0,46	0,65	LM 123	-0,54	0,6
LM 131	0,18	0,86	LM 132	0,02	0,98	LM 133	-1,43	0,16
LM 141	-1,3	0,2	LM 142	-0,32	0,75	LM 143	-0,76	0,45
LM 151	1,36	0,18	LM 152	-0,6	0,55	LM 153	-1,5	0,14
LT 111	-0,28	0,78	LT 112	0,38	0,7	LT 113	-0,52	0,6
LT 121	-0,9	0,37	LT 122	0,15	0,88	LT 123	-1,35	0,18
LT 131	0,78	0,44	LT 132	0,45	0,66	LT 133	-1,5	0,14
LT 141	-0,74	0,47	LT 142	0,13	0,9	LT 143	-1,96	0,06
LT 151	-0,56	0,58	LT 152	-0,05	0,96	LT 153	-1,93	0,06
RM 111	-0,28	0,78	RM 112	-0,83	0,41	RM 113	-0,8	0,43
RM 121	-0,56	0,58	RM 122	-1,33	0,19	RM 123	-1	0,33
RM 131	-0,54	0,59	RM 132	-0,82	0,41	RM 133	-1,55	0,13
RM 141	-1,28	0,21	RM 142	-0,68	0,5	RM 143	-0,81	0,42
RM 151	-0,19	0,85	RM 152	-0,49	0,63	RM 153	-1,11	0,27
RT 111	0,21	0,84	RT 112	-0,74	0,46	RT 113	-0,53	0,6
RT 121	-1,23	0,23	RT 122	-0,85	0,4	RT 123	-1,2	0,24
RT 131	-0,36	0,72	RT 132	-0,41	0,68	RT 133	-0,68	0,5
RT 141	-1,6	0,12	RT 142	-0,74	0,46	RT 143	-1,05	0,3
RT 151	-1,09	0,28	RT 152	-0,7	0,49	RT 153	-0,93	0,36

Tabelle 7.3.14 Vergleich der Messwerte von männlichen und weiblichen Probanden. Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern, T = gepaarter t-Test.

	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	LT 1	LT 2	LT 3	LT 4	LT 5	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	RT 1	RT 2	RT 3	RT 4	RT 5	MW
S1: leichter Zahnkontakt																					
MW m	2,42	2,73		2,36	4,94	3,19	1,56		1,30	1,65	2,41	2,45		1,44	1,78	3,32	1,91		2,17	2,74	2,40
STD w	3,27	3,16		3,16	7,03	2,07	1,53		1,56	1,60	2,96	3,25		1,52	1,68	3,35	1,53		2,18	2,10	2,62
MW m	3,95	3,26		2,11	2,01	3,60	3,31		3,01	3,15	3,54	2,46		2,89	1,49	3,71	3,45		3,96	3,57	3,09
STD w	4,85	3,42		2,00	2,33	3,99	5,12		5,48	5,25	3,50	4,15		4,73	1,71	4,08	4,11		5,31	6,35	4,15
S2: max. Zubeißen in habitueller IKP																					
MW m	33,65	19,71		20,11	26,58	19,87	14,77		9,79	13,18	31,07	19,63		16,50	20,78	24,25	18,54		13,91	17,27	19,98
STD m	30,46	19,60		20,65	25,22	15,24	15,60		8,82	9,77	29,56	17,01		14,10	22,88	19,13	18,17		11,55	14,54	18,27
MW w	24,55	16,57		15,98	27,17	27,73	14,14		15,32	18,83	28,06	17,00		14,08	19,29	31,09	17,70		20,60	24,19	20,77
STD w	18,54	15,31		13,69	21,71	19,36	11,30		13,97	16,38	21,61	14,67		12,94	19,35	27,66	13,25		17,63	24,30	17,61
S3: max. Zubeißen auf Watte																					
MW m	37,55	20,14		33,27	35,46	20,57	19,38		21,12	24,01	31,76	25,67		35,01	34,62	30,16	23,99		16,31	22,38	26,96
STD m	32,69	19,63		67,06	31,18	18,78	26,18		20,86	20,08	30,40	19,96		78,44	52,43	20,89	22,23		15,45	16,29	30,79
MW w	50,10	30,41		23,25	40,00	27,25	22,97		22,39	30,52	45,81	30,36		23,63	37,12	32,15	15,32		21,60	29,05	30,12
STD w	37,26	23,83		17,58	31,77	26,08	17,52		17,46	20,67	34,91	22,31		28,57	34,64	25,85	11,99		17,93	25,13	24,59

Tabelle 7.3.15 Mittlere absolute Potenzialdifferenzen (MW) [μV] zwischen den Messwerten der vier Muskeln (LM, LT, RM, RT) an den Positionen P1, P2, P4, P5 und dem Istwert an Position P3, bei den drei Bissituationen (S1 bis S3). Vergleich von männlichen (m) und weiblichen (w) Probanden.

Elektroden- position	LM 1	LM 2	LM 3	LM 4	LM 5	RM 1	RM 2	RM 3	RM 4	RM 5	MW
S1: leichter Zahnkontakt											
MW (m _{0,w})	3,15	2,90		2,07	2,66	3,10	2,51		2,38	1,56	2,54
STD (m _{0,w})	4,26	3,11		1,98	3,04	3,34	4,01		4,06	1,65	3,18
MW (m _B)	3,27	3,02		2,22	3,32	3,03	2,49		2,27	1,62	2,66
STD (m _B)	4,14	3,20		2,51	5,07	3,20	3,65		3,60	1,65	3,38
S2: max. Zubeißen in habitueller IKP											
MW (m _{0,w})	29,30	18,18		18,68	27,09	31,12	18,45		15,96	21,82	22,58
STD (m _{0,w})	25,61	16,93		18,58	23,86	27,33	16,42		14,69	22,77	20,77
MW (m _B)	28,63	17,98		17,89	26,84	29,42	18,16		15,19	20,07	21,77
STD (m _B)	24,24	16,86		16,73	22,58	24,70	15,30		13,07	20,33	19,23
S3: max. Zubeißen auf Watte											
MW (m _{0,w})	46,99	27,38		31,44	40,38	45,42	30,29		32,99	39,23	36,76
STD (m _{0,w})	37,07	22,17		52,32	30,39	35,04	22,24		63,37	48,22	38,85
MW (m _B)	44,30	25,70		28,41	37,83	39,46	28,14		29,65	36,32	33,73
STD (m _B)	34,64	21,88		45,77	30,54	32,59	20,71		55,43	42,18	35,47

Tabelle 7.3.16 Mittlere absolute Potenzialdifferenzen (MW) [μV] zwischen den Messwerten an den Positionen P1, P2, P4 und P5 und dem Istwert an Position P3 bei den drei Bissituationen (S1 bis S3) am linken und rechten M. masseter (LM, RM). Vergleich von Bartträgern (m_B) und Probanden ohne Bart (m₀, w). STD = Standardabweichung

S1: leichter Zahnkontakt			S2: max. Zubeißen IKP			S3: max. Zubeißen auf Watte		
	T	p		T	p		T	p
LM 1	-0,14	0,89	LM 1	-0,15	0,88	LM 1	1,26	0,21
LM 2	0,97	0,34	LM 2	0,28	0,78	LM 2	1,38	0,18
LM 3	0,69	0,49	LM 3	0,03	0,98	LM 3	1,34	0,19
LM 4	0,26	0,80	LM 4	0,76	0,45	LM 4	1,51	0,14
LM 5	-1,13	0,26	LM 5	0,17	0,87	LM 5	0,93	0,36
LT 1	-0,08	0,93	LT 1	-0,56	0,58	LT 1	-0,04	0,97
LT 2	0,44	0,66	LT 2	-0,02	0,98	LT 2	1,02	0,31
LT 3	-0,57	0,57	LT 3	-0,39	0,70	LT 4	0,47	0,64
LT 4	0,03	0,98	LT 4	0,10	0,92	LT 3	1,61	0,11
LT 5	-0,18	0,86	LT 5	0,13	0,90	LT 5	1,32	0,19
RM 1	0,10	0,92	RM 1	-0,22	0,83	RM 1	0,55	0,58
RM 2	0,73	0,47	RM 2	0,76	0,45	RM 2	1,60	0,12
RM 3	1,00	0,32	RM 3	0,83	0,41	RM 3	2,01	0,05
RM 4	1,06	0,29	RM 4	1,39	0,17	RM 4	1,88	0,07
RM 5	0,69	0,50	RM 5	1,11	0,27	RM 5	2,09	0,04
RT 1	0,68	0,50	RT 1	0,06	0,95	RT 1	0,28	0,78
RT 2	0,23	0,82	RT 2	0,27	0,79	RT 2	1,12	0,27
RT 3	-0,17	0,87	RT 3	0,23	0,82	RT 3	0,80	0,43
RT 4	0,62	0,54	RT 4	0,79	0,43	RT 4	1,12	0,27
RT 5	0,39	0,70	RT 5	0,44	0,66	RT 5	1,27	0,21

Tabelle 7.3.17 Vergleich der Messwerte mittels gepaartem t-Test an den Positionen P1 bis P5 der vier Muskeln (LM, LT, RM, RT) von Bartträgern und Probanden ohne Bart bei den drei Bissituationen (S1 bis S3). Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied.

Messwerte bestimmter Probanden	T	p
MW - P32	-4,81	0,001
MW - P33	-3,98	0,002
MW - P38	2,40	0,035
MW - P41	-3,04	0,011
MW - P47	-3,89	0,003
MW - P50	4,64	0,001
MW - P51	4,61	0,001
MW - P52	3,73	0,003
MW - P55	-4,40	0,001
MW - P59	3,82	0,003
MW - P62	0,00	0,997
MW - P63	3,71	0,003
MW - P76	-3,93	0,002
MW - P81	3,70	0,004

Tabelle 7.3.18 Vergleich der Messwerte einzelner Probanden (Sonderfälle) mit der Grundgesamtheit mittels gepaartem t-Test. Für $p \leq 0,05$ signifikanter Unterschied.

S1: leichter Zahnkontakt												
Abhängige Variable	LM 131			RM 131			LT 131			RT 131		
Korrigiertes R ²	0,324			0,703			0,610			0,753		
		Beta	p									
Konstante		-	0,318		-	0,012		-	0,002		-	0,001
Unabhängige Variable	LM 1	0,304	0,052	RM 1	0,044	0,612	LT 1	0,148	0,260	RT 1	0,032	0,703
	LM 2	-0,052	0,799	RM 2	0,129	0,346	LT 2	-0,196	0,357	RT 2	0,199	0,349
	LM 4	0,498	0,004	RM 4	0,695	0,000	LT 4	0,588	0,004	RT 4	-0,149	0,442
	LM 5	0,206	0,112	RM 5	0,203	0,024	LT 5	0,408	0,022	RT 5	0,815	0,000
S2: max. Zubeißen in habitueller IKP												
Abhängige Variable	LM 132			RM 132			LT 132			RT 132		
Korrigiertes R ²	0,911			0,942			0,900			0,927		
		Beta	p									
Konstante		-	0,627		-	0,589		-	0,188		-	0,424
Unabhängige Variable	LM 1	-0,081	0,440	RM 1	0,151	0,136	LT 1	-0,136	0,231	RT 1	-0,079	0,364
	LM 2	0,503	0,000	RM 2	0,226	0,119	LT 2	0,330	0,035	RT 2	0,447	0,000
	LM 4	0,255	0,073	RM 4	0,006	0,960	LT 4	0,327	0,047	RT 4	0,394	0,027
	LM 5	0,325	0,006	RM 5	0,641	0,000	LT 5	0,448	0,002	RT 5	0,201	0,199
S3: max. Zubeißen auf Watte												
Abhängige Variable	LM 133			RM 133			LT 133			RT 133		
Korrigiertes R ²	0,813			0,766			0,601			0,903		
		Beta	p									
Konstante		-	0,483		-	0,103		-	0,930		-	0,304
Unabhängige Variable	LM 1	0,316	0,005	RM 1	0,160	0,183	LT 1	0,047	0,801	RT 1	0,343	0,000
	LM 2	0,280	0,060	RM 2	0,211	0,359	LT 2	0,158	0,447	RT 2	0,157	0,138
	LM 4	0,176	0,190	RM 4	-0,127	0,656	LT 4	0,627	0,001	RT 4	0,316	0,064
	LM 5	0,251	0,014	RM 5	0,689	0,012	LT 5	0,020	0,881	RT 5	0,211	0,147

Tabelle 7.3.19 Ergebnisse der linearen Regression zur Vorhersage über die Stärke des Zusammenhangs der Potenziale des linken und rechten M. masseter und M. temporalis (LM, RM, LT, RT) an Position 3 (unabhängige Variable) unter Einbeziehung derer an Position P1, P2, P4 und P5 (abhängigen Variablen), gewichtet für die jeweiligen Bissituationen (S1 bis S3).

S1: leichter Zahnkontakt						
Abhängige Variable	LM 3			LT 3		
Korrigiertes R ²	0,454			0,485		
		Beta	p		Beta	p
Konstante		-	0,597		-	0,000
Unabhängige Variable	LT 3 S1	0,021	0,899	LM 3 S1	0,020	0,899
	RM 3 S1	0,373	0,028	RM 3 S1	-0,183	0,278
	RT 3 S1	0,370	0,087	RT 3 S1	0,829	0,000
S2: max. Zubeißen in habitueller IKP						
Abhängige Variable	LM 3			LT 3		
Korrigiertes R ²	0,737			0,676		
		Beta	p		Beta	p
Konstante		-	0,936		-	0,016
Unabhängige Variable	LT 3 S2	0,248	0,078	LM 3 S2	0,305	0,078
	RM 3 S2	0,611	0,000	RM 3 S2	-0,047	0,770
	RT 3 S2	0,098	0,497	RT 3 S2	0,628	0,000
S3: max. Zubeißen auf Watte						
Abhängige Variable	LM 3			LT 3		
Korrigiertes R ²	0,624			0,533		
		Beta	p		Beta	p
Konstante		-	0,637		-	0,132
Unabhängige Variable	LT 3 S3	0,382	0,005	LM 3 S3	0,474	0,005
	RM 3 S3	0,549	0,000	RM 3 S3	-0,264	0,121
	RT 3 S3	0,007	0,044	RT 3 S3	0,560	0,001

Tabelle 7.3.20 Ergebnisse der linearen Regression zur Vorhersage über Stärke des Zusammenhanges zwischen den Potenzialen von M. masseter (LM, RM) und M. temporalis (LT, RT) an der Position 3 für die drei Bissituationen (S1 bis S3).

Lebenslauf

Name: Lisa Charlotte Homann

Anschrift: Alte Rabenstraße 4, 20148 Hamburg
Tel.: 040 – 180 406 00
Mobil: 0177 – 442 7938
Email: lisa-charlotte@gmx.de

Geburtsort: Celle

Geburtsdatum: 05.02.1985

Familienstand: ledig

Eltern: Ursula Homann
Bernhard Homann

Ausbildung:

Juni 1991 – Juli 1995	Grundschule Kl.-Hehlen, Celle
August 1995 – Juni 1997	Orientierungsstufe Kl.-Hehlen, Celle
Juli 1997 – August 2001	Herman-Billung Gymnasium, Celle
August 2001 – April 2004	Fachgymnasium Wirtschaft, BBS I Celle
Juni 2004	Allgemeine Hochschulreife
Oktober 2004 – Dezember 2009	Studium der Zahnmedizin an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel
März 2007	Physikum
Dezember 2009	Staatsexamen, Approbation als Zahnarzt
März 2010 – März 2011	Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dres. Röhrs, Kowalski und ZÄ Staupendahl, Leck
seit April 2011	Vorbereitungsassistentin in der Praxisgemein- schaft Dres. Schlemmer, Hamburg

Promotionsarbeit: seit Oktober 2008 an der Klinik für Kieferor-
thopädie, Universitätsklinikum Schleswig-
Holstein Campus Kiel

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Fischer-Brandies, Direktor der Klinik für Kieferorthopädie im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein Campus Kiel, für die Vergabe dieses Themas sowie meinem Betreuer Herrn Robert Ciesielski, wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Klinik für Kieferorthopädie, für die Hilfe bei der statistischen Auswertung und für seine freundliche und sehr engagierte Unterstützung bei dieser Dissertation.

Ein Dankeschön auch allen Mitarbeitern der Klinik für Kieferorthopädie für die Überlassung und die Einweisung in die für die elektromyographischen Messungen erforderlichen Geräte.

Ganz herzlich bedanke ich mich auch bei meiner Kommilitonin Ulrike Vieler, die sehr viel Zeit für die klinischen Versuche aufgebracht hat.

An dieser Stelle sei besonders nochmal allen Probanden gedankt, die sich in ihrer Freizeit für diese Studie zur Verfügung gestellt haben.

Des Weiteren möchte ich mich sehr herzlich bei meiner Familie bedanken, ohne deren Motivation und Hilfe weder das Studium der Zahnmedizin noch diese abschließende Dissertation möglich gewesen wäre.

Meinem Freund Sibbern Sibbersen danke ich für seine Ideen und praktische Hilfestellungen. Er ist immer mit einem offenen Ohr für mich da.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Schwester Pia Homann und an meinen Vater Bernhard Homann für das Korrekturlesen dieser Arbeit und die überaus konstruktiven Verbesserungsvorschläge.

Allen denjenigen, die ich vergessen haben sollte oder die sich an dieser Stelle vergessen fühlen sollten, möchte ich hiermit auch herzlich danken.