

Aus der Abteilung für Kieferorthopädie und Orthodontie der Klinik für  
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Ulm

Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki

**Elektrophysiologische Charakterisierung des Musculus  
masseter auf Ebene einzelner motorischer Einheiten unter  
Berücksichtigung der Amplitudenprofile senkrecht zur  
und auf der Hautoberfläche**

**Dissertation**

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

2014

Ulrike Eiglsperger

geboren in Marienberg

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki

2. Berichterstatter: PD Dr. Karin Jurkat-Rott

Tag der Promotion: 18.06.2015

## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung.....	1
1.1 Theoretische Grundlagen .....	2
1.2 Zielsetzung .....	35
2 Material und Methode.....	36
2.1 Probanden.....	36
2.2 Überblick über den Versuchsaufbau und die eingesetzten Methoden.....	36
2.3 Messung der Dicke des Muskels, der subkutanen Fettschicht und der Haut .....	36
2.4 Oberflächen EMG.....	38
2.5 Oberflächen-EMG-Signalaufzeichnung.....	43
2.6 Kraftmessung und -feedback.....	43
2.7 Intramuskuläres EMG .....	45
2.8 Versuchsprotokoll.....	52
2.9 Auswertung.....	53
3 Ergebnisse .....	59
3.1 Dauer der Scanning-EMG-Messungen.....	59
3.2 Detektierte und ausgewertete MUs .....	59
3.3 Feuerrate.....	61
3.4 MU-Territorien.....	63
3.5 Absolute Tiefe der MUs .....	66
3.6 Relativierte Tiefe der MUs .....	66
3.7 Elektrische Größe der MUs.....	67
3.8 Fortleitung.....	71
3.9 Interrelationen zwischen bestimmten Parametern .....	75
4 Diskussion.....	82

4.1	Diskussion der Methode .....	82
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	89
5	Zusammenfassung.....	97
6	Literaturverzeichnis.....	99
	Danksagung .....	106
	Lebenslauf.....	107

## Abkürzungsverzeichnis

ACh	Acetylcholin
AP	Aktionspotential
ATPase	Adenosintriphosphatase
Ca <sup>2+</sup>	Kalziumion
Ch	engl.: channel; deutsch: Elektrodenanschlusskanal
CKC	Convolution Kernel Compensation (= Oberflächen-EMG-Dekompositions-Methode)
EMG	Elektromyographie
HD-sEMG	engl.: high density surface electromyography; deutsch: hoch dichte Oberflächen-Elektromyographie
IED	Interelektrodenabstand
LSFF	engl.: lowest sustainable firing frequency; deutsch: kleinste Frequenz, mit der eine motorische Einheit anhaltend aktiv sein kann
M	Musculus
MRT	Magnetresonanztomographie
MU	engl.: motor unit; deutsch: motorische Einheit
MUAP	engl.: motor unit action potential; deutsch: Aktionspotential einer motorischen Einheit
MVC	engl.: maximum voluntary contraction; deutsch: stärkste freiwillig ausgeübte Muskelkontraktion
MHC	engl.: myosin heavy chain; deutsch: Myosin-schwere-Kette
MLC	engl.: myosin light chain; deutsch: Myosin-leichte-Kette
Na <sup>+</sup>	Natriumion
N	Nervus
n	engl.: number of firings; deutsch: Anzahl der Feuerereignisse
SFAP	engl.: single fibre action potential; deutsch: Aktionspotential einer einzelnen Muskelfaser
STA	engl.: spike triggered averaging
ZNS	Zentrales Nervensystem

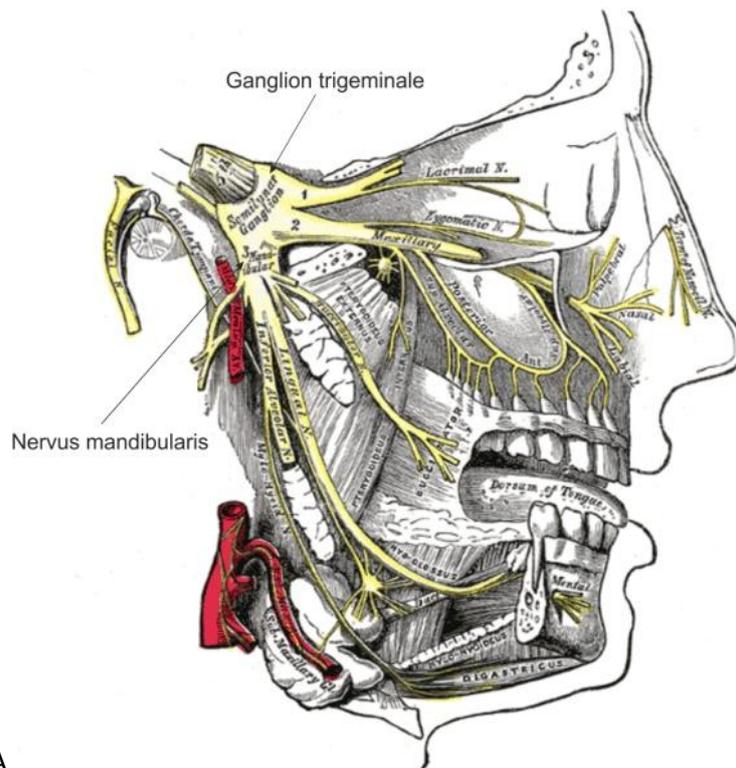
## 1 Einleitung

Der Musculus (M.) masseter ist als einer der wichtigsten Kaumuskeln an vielen komplexen Funktionen wie z. B. Kauen, Schlucken oder Sprechen beteiligt. Nur durch seinen hoch komplexen mikro- als auch makroanatomischen Aufbau sowie seine speziellen neurophysiologischen Eigenschaften kann er diesen Aufgaben gerecht werden. In der Zahnmedizin spielt der M. masseter bei manchen pathologischen Prozessen und Therapieansätzen eine wichtige Rolle. Hier seien nur beispielhaft das Gebiet die Funktionskieferorthopädie sowie der Myoarthropathien genannt. Die Elektromyographie (EMG) ist ein geeignetes Mittel, um physiologische als auch pathologische Veränderungen im M. masseter festzustellen. Intramuskuläre EMG-Techniken liefern lokalisierte und detaillierte Informationen über die Muskelaktivität und die elektrophysiologischen Eigenschaften der kleinsten funktionellen Muskelbestandteile, d. h. der einzelnen motorischen Einheiten. Neuerdings ist es auch non-invasiv mittels der hochdichten Oberflächen-EMG möglich, einzelne motorische Einheiten zu charakterisieren und zudem auch einen Überblick über den Aktivitätszustand des gesamten Muskels zu erlangen. Die korrekte Interpretation der dabei gewonnenen Daten stellt jedoch noch eine Herausforderung dar, denn die Oberflächen-EMG Signale sind u. a. durch die Summation vieler einzelner Muskelaktionspotenziale sehr komplex und zusätzlich stark durch die Volumenleitung des Signals durch Muskel-, Haut- und Fettgewebe beeinflusst. In der vorliegenden Studie sollen intramuskuläre und hochdichte Oberflächen-EMG-Techniken kombiniert werden um die elektrophysiologischen Eigenschaften des M. masseter auf Ebene der motorischen Einheiten drei-dimensional zu untersuchen. Die gewonnenen Daten sollen eine Grundlage für die Entwicklung von numerischen Modellen darstellen, mit denen es möglich sein soll, Oberflächen-EMG-Daten richtig zu interpretieren.

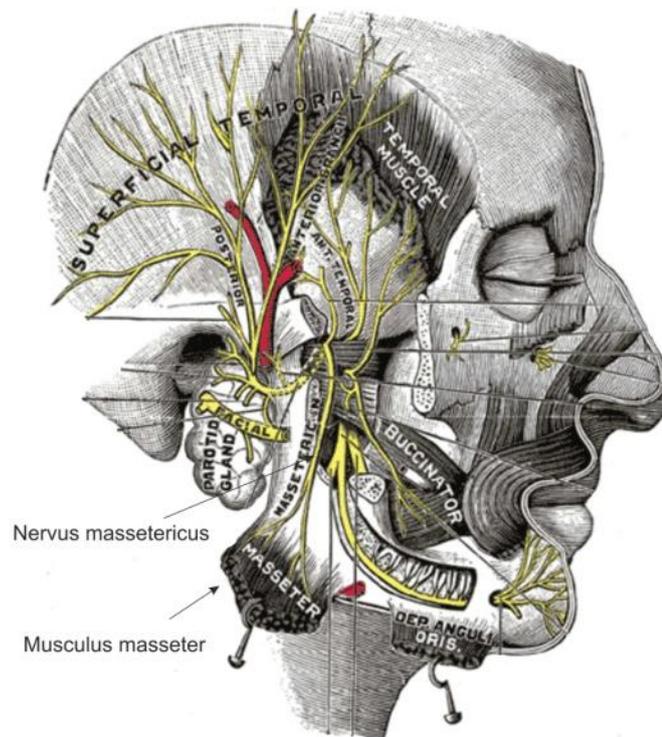
## 1.1 Theoretische Grundlagen

### 1.1.1 Neuroanatomische Grundlagen

Von den motorischen Zentren der Großhirnrinde (Motokortex) ziehen Projektionsbahnen zu den sensiblen und motorischen Kernen des Nervus (N.) trigeminus. Diese liegen untereinander im Hirnstamm. Dabei sind der Nucleus mesencephalicus nervi trigemini, der Nucleus principalis nervi trigemini und der Nucleus spinalis nervi trigemini die sensiblen Kerne des Nerven, und der Nucleus motorius nervi trigemini stellt den motorischen Trigeminuskern dar. Letzterer beherbergt die Perikaryen der  $\alpha$ -Motoneurone, deren Fortsätze unter anderem bis in die Kaumuskulatur reichen. Von den sensiblen Kernen zieht die Radix sensoria (allgemein somatoafferent) zum Ganglion trigeminale. Wie in Abb. 1A zu sehen ist, teilt sich der N. trigeminus dort in den N. ophthalmicus, den N. maxillaris und den N. mandibularis auf. Vom motorischen Kern zieht die Radix motoria (speziell viszeroeffferent) durch das Ganglion trigeminale und schmiegt sich dem N. mandibularis an. Nach Verlassen des Schädels durch das Foramen ovale zweigen von der Radix motoria Äste zu den vier Kaumuskeln (Musculus masseter, Musculus temporalis, Musculus pterygoideus medialis und -lateralis) ab. Abb. 1B zeigt den Verlauf des N. massetericus. Dieser Nerv verläuft lateralwärts über den M. pterygoideus lateralis zwischen Kiefergelenk und Sehne des M. temporalis. Er überquert die Incisura mandibulae und zieht von medial in den M. masseter, wo er sich in zwei Hauptäste verzweigt. Er innerviert den M. masseter mit elf Nervenendästen (Kurzmann 1989).



A



B

Abbildung 1 A: Aufzweigung des Nervus trigeminus in seine drei Hauptäste im Ganglion trigeminale. Der Nervus mandibularis verläuft weiter Richtung Unterkiefer. B: Nervenäste des Nervus mandibularis mit Verlauf des Nervus massetericus (Beschriftung hinzugefügt bei Gray 2000).

#### 1.1.1.1 Motorische Endplatte

An der sogenannten motorischen Endplatte kommt es zur Signalübertragung zwischen Nerv und Muskelfasern, hier im Speziellen zwischen den  $\alpha$ -Motoneuronen des N. massetericus und den Muskelfasern des M. masseter. Das Axon des  $\alpha$ -Motoneurons leitet ein Aktionspotential (AP), welches eine kurzzeitige Depolarisation der Zellmembran von -70mV auf positive Potentialwerte von ca. +20 bis +40 mV darstellt, vom motorischen Kern bis zum Muskel. Im präsynaptischen Teil der motorischen Endplatte öffnen sich dadurch spannungsabhängige  $\text{Ca}^{2+}$ -Kanäle. Durch das Einströmen der  $\text{Ca}^{2+}$ -Ionen verschmelzen die Vesikel der Präsynapse mit der Membran und geben den Transmitter Acetylcholin (ACh) in den synaptischen Spalt ab (Poage und Meriney 2002). Dieses ACh bindet an nikotinischen Acetylcholinrezeptoren der Postsynapse. Sie gehören zur Klasse der ionotropen Rezeptoren, an die ein Ionenkanal gekoppelt ist. Dieser Kanal öffnet sich, wenn ACh als Ligand bindet und wird für kleine Kationen permeabel. Dadurch strömt vor allem  $\text{Na}^+$  durch die postsynaptische Membran ein und löst eine Depolarisation aus (Sine 2012). Es kommt zu einem Endplattenpotential, welches dort gelegene spannungsabhängige  $\text{Na}^+$ -Kanäle aktiviert. Folglich wird ein AP ausgelöst, welches sich von der motorischen Endplatte über die gesamte Muskelfaser ausbreitet. Im Gegensatz zu einem Nerven-AP ist das Endplattenpotential kein Alles-oder-Nichts-Potential. D. h. die Höhe seiner Amplitude ist abhängig von der Anzahl der besetzten Rezeptoren. Unter physiologischen Bedingungen führt jedes präsynaptische AP eines Motoneurons zur Auslösung eines postsynaptisch weitergeleiteten Potentials (Brenner 2005).

#### 1.1.1.2 Elektromechanische Kopplung

Die röhrenförmigen T-Tubuli des Sarkolemms ermöglichen ein Ausbreiten des AP bis in das Innere der Muskelfaser. Zusammen mit den terminalen Zisternen des Sarkoplasmatischen Retikulums bilden sie die Triaden. Dort sitzen im T-Tubulus spezielle spannungsgesteuerte  $\text{Ca}^{2+}$ -Kanäle, die Dihydropyridin-Rezeptoren, und an den Zisternen sitzen die großen Ryanodin-Rezeptoren (RyR). Beide Rezeptoren stehen miteinander in Kontakt (siehe Abb. 2). Die über die T-Tubuli fortgeleiteten AP führen aufgrund der starken Depolarisation dazu, dass sich der Dihydropyridin-Rezeptor molekular umlagert und dadurch den Ryanodin-Rezeptor öffnet (Meissner und Lu 1995). Durch den Ryanodin-Rezeptor strömt das in den terminalen Zisternen gespeicherte  $\text{Ca}^{2+}$  in das Sarkoplasma der Muskelzelle ein (Mintz und Guillain 1995; Hidalgo und Donoso 1995). Diese  $\text{Ca}^{2+}$ -

Ionen kontrollieren die Freigabe des Querbrückenzyklus und somit die Muskelkontraktion (Brenner 2005).

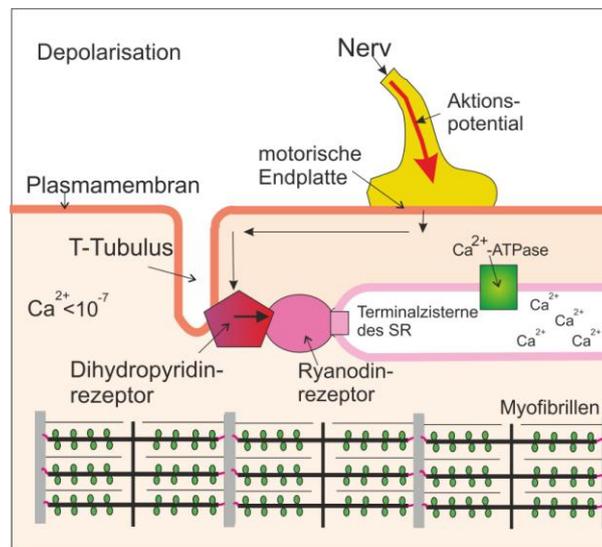


Abbildung 2: Schematische Darstellung der elektromechanischen Kopplung. Bei ankommendem Aktionspotential fließen aus der terminalen Zisterne des sarkoplasmatischen Retikulums (SR) Calcium-Ionen ( $\text{Ca}^{2+}$ ) in das Sarkoplasma der Muskelzelle. Die Öffnung des Ryanodinrezeptors erfolgt durch den am T-Tubulus sitzenden Dihydropyridinrezeptor. Der Rücktransport der  $\text{Ca}^{2+}$ -Ionen erfolgt über eine  $\text{Ca}^{2+}$ -Adenosintriophosphatase ( $\text{Ca}^{2+}$ -ATPase)

### 1.1.1.3 Motorische Einheit

Das  $\alpha$ -Motoneuron verzweigt sich an seinem Ende in feine Äste, die zu allen von ihm innervierten Muskelfasern verlaufen. Auf diese Weise ist (nach Liddell und Sherrington 1925) eine motorische Einheit (engl.: motor unit, MU) aufgebaut. Sie ist die kleinste funktionelle Einheit des Muskels, die vom ZNS separat angesteuert werden kann. Folglich entsteht an jeder Muskelfaser der MU nahezu gleichzeitig ein AP. Die APs der einzelnen Muskelfasern summieren sich auf und generieren das sogenannte Summenaktionspotential bzw. Muskelaktionspotential (engl.: motor unit action potential, MUAP) welches elektromyographisch abgeleitet werden kann. Die Anzahl der Muskelfasern pro Motoneuron bezeichnet man als Innervationsrate (van Eijden und Turkawski 2001). Diese Anzahl spiegelt somit auch die Größe einer MU wieder. Die Größe ist je nach Muskel unterschiedlich. So umfasst eine MU in großen Extremitätenmuskeln wie dem M. quadrizeps mehr als 1000 Muskelfasern, und in den äußeren Augenmuskeln nur 5-10 Muskelfasern (Brenner 2005).

Der M. masseter besteht aus sehr unterschiedlich großen MUs. Beispielsweise wurden beim Minischwein 50 bis 400 (Herring et al. 1989) bzw. 77 bis 720 (Kwa et al. 1995)

Muskelfasern pro MU festgestellt. Beim Hasen wurden 40 bis 424 Muskelfasern pro MU gezählt (Weijs et al. 1993). An einem männlichen humanen Präparat wurde die Gesamtzahl der MUs untersucht und diese beim Masseter auf 1452 geschätzt (Carlsöö 1958). Daraus berechnete sich bei einer geschätzten Gesamtzahl von 929.000 Muskelfasern eine mittlere Innervationsrate von 640. Die Eigenschaften der MUs, wie die entwickelte Zuckungskraft, Kontraktionsgeschwindigkeit und Ermüdbarkeit, hängen stark von der Anzahl und der Art ihrer Muskelfasern ab. Man teilt die MUs nach deren Kontraktionsgeschwindigkeit und Ermüdbarkeit nach dem Fatigue-Index von Burke (Burke et al. 1973) ein.

S (slow, fatigue-resistant) = langsame, ermüdungsresistente MUs

F<sub>R</sub> (fast, fatigue-resistant) = schnelle, MUs die langsam ermüden

F<sub>int</sub> (fast, intermediately fatigable) = schnelle Einheiten mit mittlerem Ermüdungsverhalten

F<sub>F</sub> (fast, fatigable) = schnelle MUs die sehr schnell ermüden

Schnelle MUs besitzen eine Kontraktionszeit für eine Zuckung von weniger als 30ms, langsame MUs benötigen dafür über 40ms (Burke 1967).

#### 1.1.1.4 Gebiet einer MU

Abb. 3 zeigt, dass die Muskelfasern einer MU nur einen Teil des Muskelvolumens einnehmen, In diesem Gebiet vermischen sich viele Fasern von 10 bis 30 verschiedener MUs (Burke et al. 1974).

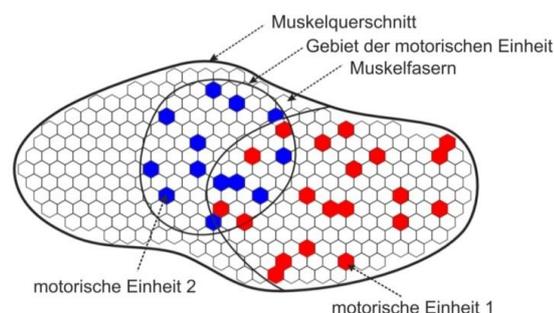


Abbildung 3: Schematische Darstellung von zwei motorischen Einheiten mit deren dazugehörigen Muskelfasern (rot und blau). Man erkennt das sich überlappende Gebiet. Open Access Source: Javier Navallas, Javier Rodríguez and Erik Stålberg (2012). Scanning Electromyography, EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function, Mr. Mark Schwartz (Ed.), ISBN: 978-953-307-793-2, InTech, DOI: 10.5772/25975. Available from: <http://www.intechopen.com/books/emg-methods-for-evaluating-muscle-and-nerve-function/scanning-electromyography>

Die Gebiete der MUs des M. masseter werden als klein, unregelmäßig und rund oder zigarrenförmig beschrieben (McMillan und Hannam 1991). Die anterior-posteriore Ausdehnung ist durchschnittlich  $6.1 \pm 4.0$  mm, superior-inferior sind es  $3.8 \pm 2.5$  mm und medio-lateral  $3.2 \pm 2.3$  mm (McMillan und Hannam 1991). Eine andere Studie bestimmte die medio-laterale Ausdehnung der MUs des M. masseter von  $3.7 \pm 0.6$  mm (Stålberg und Eriksson 1987). Diese Werte konnten auch von anderen Autoren bestätigt werden, welche gleichzeitig darlegen konnten, dass sich die meisten MUs zwischen den Sehenspiegeln (wie unten im Zusammenhang mit der Anatomie des M. masseter beschrieben) befinden und sich nur 10 % der untersuchten Einheiten über die Sehenspiegel hinaus ausdehnen (Tonndorf und Hannam 1994).

#### 1.1.1.5 Mechanismen der Krafterhöhung

Um die Kraft eines Muskels zu steigern, gibt es zwei grundsätzliche Prinzipien (Kernell 2003). Zum einen kann die Erregungsfrequenz einer MU gesteigert werden. Die Dauer eines MUAPs ist viel kürzer als die Einzelzuckung, die mit  $49 \pm 7.5$ ms die mechanische Antwort der MU darstellt (Goldberg und Derfler 1977; Milner-Brown et al. 1973). Deswegen kann während der Einzelzuckung ein weiteres MUAP ausgelöst werden. Geschieht dies, kommt es zu einer Superposition der Einzelzuckungen und so zu einer Steigerung der Kraftamplitude. Wird der Abstand der MUAPs kleiner als ca.  $1/3$  der Dauer der Einzelzuckung, kommt es zu einem sogenannten Tetanus, bei welchem die Einzelzuckungen nicht mehr gegeneinander abgrenzbar sind (Abb. 4).

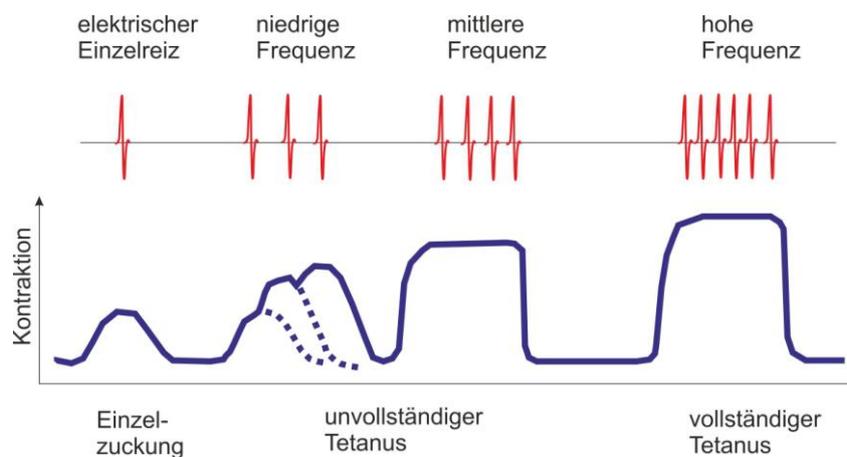


Abbildung 4: Mechanische Antwort des Muskels (Kontraktion) bei direkter elektrischer Reizung. Einzelzuckung bei Einzelreiz, unvollständiger Tetanus bei nieder- und mittelfrequenter Reizserie. Bei hochfrequenter elektrischer Reizung kommt es zu einem vollständigen Tetanus.

Diese sogenannte Fusionsfrequenz ist gleichzusetzen mit der niedrigsten Frequenz mit der eine MU willentlich zum andauernden Feuern angeregt werden kann (engl.: lowest sustainable firing frequency = LSFF) (McMillan und Hannam 1992). Diese liegt beim Masseter bei ca. 10 Hz (Hannam und McMillan 1994) bzw. 5-8 Hz (Eriksson et al. 1984). Die unterschiedlichen Ergebnisse sind auf die Aufgabenspezifität unterschiedlicher MUs des M. masseter zurückzuführen (McMillan und Hannam 1992). Die Bandbreite der Feuerfrequenz des M. masseter liegt durchschnittlich zwischen 6,1 und 26 Hz, wobei die kleinen, früh rekrutierten MUs die höheren Frequenzen besitzen (Derfler und Goldberg 1978)

Die zweite Möglichkeit die von einem Muskel entwickelte Kraft zu steigern besteht darin, zusätzliche MUs zu rekrutieren (Kernell 2003). Nach dem Größenprinzip von Henneman werden die kleinsten Motoneurone als erstes aktiviert (Henneman et al. 1965; Henneman 1957). Da ein kleines Motoneuron grundsätzlich nur eine geringe Anzahl an Muskelfasern innerviert, werden somit auch die kleinen MUs als erstes rekrutiert. Erst bei höherem Kraftbedarf werden die größeren Motoneurone aktiviert und damit die großen MUs rekrutiert (Burke 2011). Die Zuckungsspannung einer MU ist abhängig von der gesamten Querschnittsfläche aller seiner Muskelfasern, und somit ist die erzeugte Kraft bei kleinen MUs geringer (Hannam und McMillan 1994). Dies hat zugleich eine feinere Dosierung der absoluten Kraft bei einem niedrigen Aktivierungslevel zur Folge. Beim menschlichen Masseter sind bei einer Muskelkontraktion mit 20-30 % des Maximalwertes (engl.: maximum voluntary contraction, MVC) schon 50 % der MUs aktiv (Hannam und McMillan 1994; Goldberg und Derfler 1977). Es gibt jedoch auch Ausnahmen, bei denen die Rekrutierungsschwelle für eine MU variiert. Beispielsweise kann diese Schwelle deutlich abfallen, wenn viele Einheiten annähernd gleichzeitig aktiviert werden um eine plötzliche (ballistische) Kraftsteigerung zu erreichen (Desmedt 1980).

## 1.1.2 Anatomie des M. masseter

### 1.1.2.1 Makroanatomie

Der M. Masseter entspringt am Unterrand des Jochbogens und zieht schräg nach dorso-kausal bis zum Unterrand des Unterkiefers. Sein dorsaler Rand wird von der Glandula parotis überlagert, seine Lateralfläche und Vorderrand werden vom Ductus parotideus überquert. Die Glandula parotis und der M. masseter werden von einer gemeinsamen Faszie, der Fascia parotideomasseterica umhüllt (Gray und Lewis 2000). Den breiten Vorderrand des Muskels findet man etwa auf Höhe des zweiten oberen Molaren. Er zieht schräg von der Unterkante des Os zygomaticum zum Unterrand des Unterkiefers. Der schmalere abgeflachte Hinterrand verläuft annähernd lotrecht vom Processus zygomaticus ossis temporalis zum Kieferwinkel. Die obere, vom Jochbogen gebildete Begrenzungslinie ist etwas länger als die untere und zeichnet sich meist durch einen nach oben konvexen Bogen aus (siehe Abb. 5). Die Form des M. masseter wird oft mit einem Rechteck verglichen, dessen hintere untere Ecke abgerundet ist (Schumacher 1961).

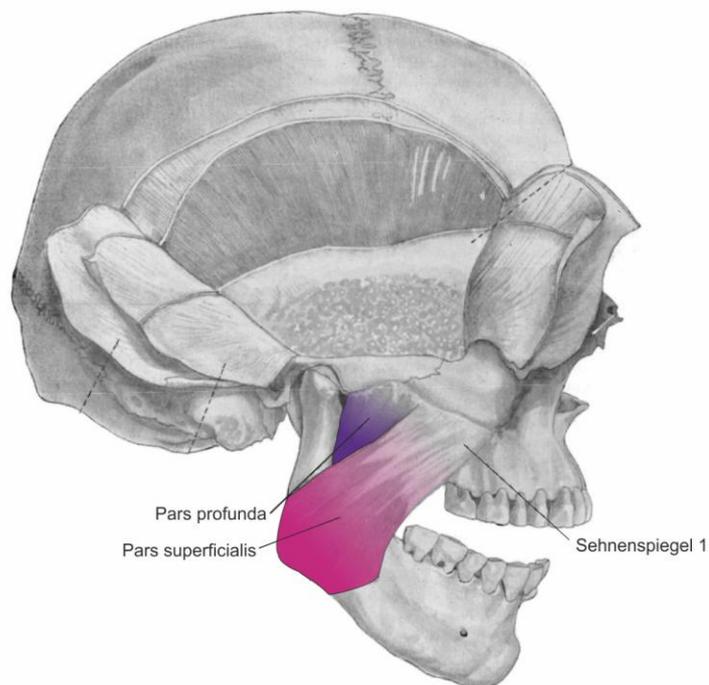


Abbildung 5: Musculus masseter von lateral vom Unterkiefer bis zum Jochbogen. Zu erkennen ist die Pars superficialis (rot) mit dem ersten Sehnenspiegel und ein Teil der Pars profunda (blau) (modifiziert nach Schumacher 1961).

Der Muskel gliedert sich oberflächlich gesehen in zwei Teile, eine anteriore, größere und oberflächliche Pars superficialis und die unmittelbar vor dem Kiefergelenk gelegene Pars profunda. Deren Fasern verlaufen vertikal, sie verschwindet unter dem Hinterrand der Pars superficialis und bildet mit dieser eine nach hinten offene Tasche. Im vorderen Bereich stehen die Fasern beider Teile jedoch in engem Zusammenhang (Schumacher 1961; Gray und Lewis 2000).

Die spezielle Anatomie des M. masseter wurde detailliert untersucht und beschrieben (Schumacher 1961; Ebert 1939; Cioffi et al. 2012). Demnach ist das Muskelgewebe durch mehrere Sehnenspiegel unterteilt (Abb. 6). Der oberflächlichste Sehnenspiegel bedeckt bis zu zwei Drittel der Pars superficialis und läuft nach kaudal in mehreren Zipfeln aus. Ein zweiter Sehnenspiegel verläuft vom lateralen Rand des Angulus mandibulae in schräger Richtung über den Ramus mandibulae bis über die Hälfte des Muskels. Der zweite Sehnenspiegel dient vor allem der Insertion von Muskelfasern die von der Medialfläche des ersten Sehnenspiegels entspringen. Medial des ersten Sehnenspiegels ist ein kleinerer dritter Sehnenspiegel beschrieben (Schumacher 1961). Er entspringt der Unterkante des Jochbeins und der vorderen Hälfte des Arcus zygomaticus. Der dritte Sehnenspiegel erstreckt sich nur über das obere Drittel des Muskels, reicht weiter nach dorsal als der erste Sehnenspiegel und stellt die Begrenzung zur Pars profunda dar. Unter dem dritten Sehnenspiegel befindet sich die trapezförmige Pars profunda. Sie entspringt vom Unterrand des Os zygomaticum und des Arcus zygomaticus sowie von dessen Innenfläche. Sie reicht bis dicht vor das Kiefergelenk und greift auch auf die Fascia temporalis über. Ihr Ansatz erfolgt direkt lateral des Ramus mandibulae sowie über den vierten Sehnenspiegel, welcher auf verschiedenen Höhen im mittleren Bereich des Unterkieferastes mehrfach befestigt ist. Im Ursprungsgebiet der Pars profunda ist noch ein fünfter Sehnenspiegel beschrieben. Er zieht von Os zygomaticum bis 1cm vor den Discus articularis und ist nur ca. 1cm lang (Schumacher 1961).

Einer aktuellen Studie zufolge variiert die Architektur des M. masseter in Bezug auf Zahl, Form und Lokalisation der Kompartimente, die von Sehnenspiegeln begrenzt werden, stark zwischen einzelnen Individuen. Die Sehnenanteile im M. masseter betragen  $7,1 \pm 2,1$  % des Muskelvolumens und es gibt keine geschlechtsspezifischen Unterschiede (Cioffi et al. 2012).

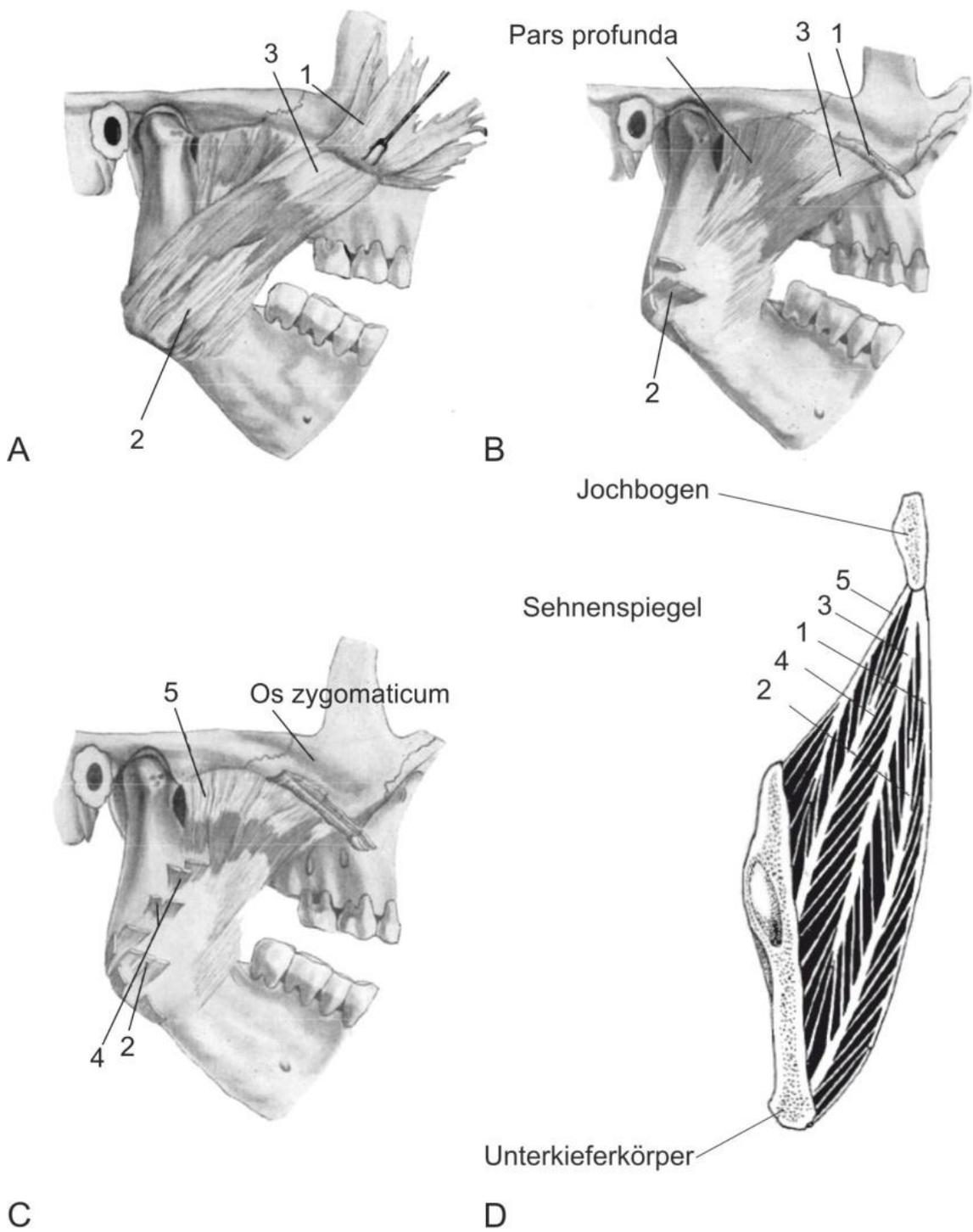


Abbildung 6: A-C Musculus (M.) masseter von lateral. Darstellung der fünf Sehnenspiegel (nummeriert von 1 bis 5). Bild D zeigt den M. masseter von sagittal mit den fünf Sehnenspiegeln (modifiziert nach Schumacher 1961).

Abb. 7 zeigt die Zugrichtung des M. masseter von lateral und frontal. Von lateral betrachtet weicht der M. masseter von der vertikalen Verbindung zwischen Okklusionsebene und Mittelachse des Jochbogens um einen Winkel von ca.  $15^\circ$  ab, wobei die Jochbogenlinie zu der Frankfurter Horizontalen durchschnittlich einen Winkel von  $8^\circ$  aufweist (Schumacher 1961). Betrachtet man den Masseter von frontal, erkennt man, dass er mit dem Ramus mandibulae einen nach oben offenen Winkel von  $10^\circ$  bildet. Dadurch ergibt sich ein Muskelzug nach anteriokranial mit einer zusätzlichen ipsilateralen Kraftkomponente (Schumacher 1961).

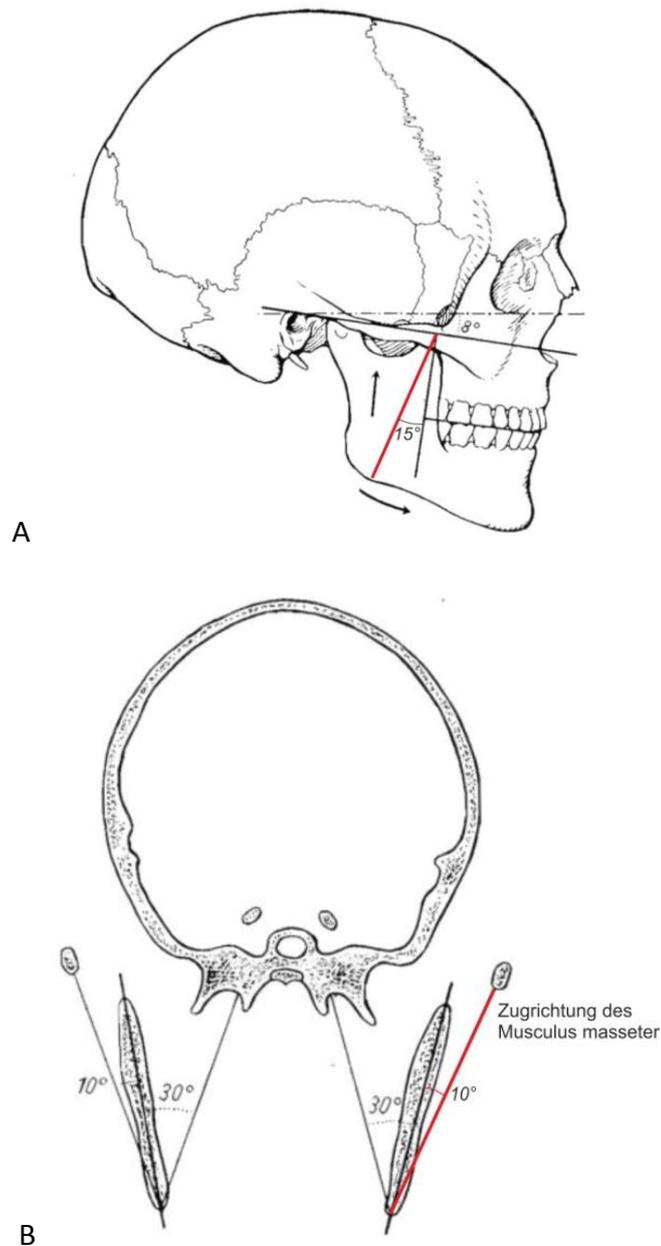


Abbildung 7: A: Schädel von lateral. Die Verlaufsrichtung (rot) des Musculus (M.) masseter weicht  $15^\circ$  von der Senkrechten zur Mittelachse des Jochbogens ab. B: Schädel und Verlaufsrichtung (rot) des M. masseter von frontal (modifiziert nach Schumacher 1961).

Die Muskelfasern des M. masseter sind laut Schumacher durchschnittlich 26,2 mm lang (14 mm bis 38,5 mm). Dabei gibt Unterschiede zwischen rechts und links und zwischen Frauen und Männern (Schumacher 1961). In einer anderen Studie wurde u.a. die Länge der Muskelfaserbündel des M. masseter untersucht. Dabei konnte eine durchschnittliche Länge von  $21,3 \pm 2,9$  mm festgestellt werden (van Eijden TM 1997). Des Weiteren gibt es intramuskuläre Unterschiede. So wurden die längsten Fasern im anterioren Teil des M. masseter gefunden. Deren Länge war ca. 35 % größer im Vergleich zu den Fasern im posterioren Teil. Eine tendenziell größere Länge (um 5 %) wurde auch für die oberflächlichen im Verhältnis zu tiefen Muskelfasern festgestellt (van Eijden und Raadsheer 1992). Zwischen den Sehnenspiegeln verlaufen die Muskelfasern in vielfach gefiederter Form (Hannam und McMillan 1994), wobei ein Fiederungswinkel bis  $16,5 \pm 4,5^\circ$  im oberflächlichen Teil und  $6,7^\circ \pm 3,2$  im tiefen Teil beobachtet wurde (van Eijden TM 1997).

#### 1.1.2.2 Mikroanatomie

Die einzelne quergestreifte Muskelfaser besteht aus einem Bündel mehrerer Myofibrillen mit jeweils einem Durchmesser von ca.  $1\mu\text{m}$ . In Myofibrillen sind Myosinfilamente und Aktinfilamente in spezieller Weise angeordnet. Ein sogenanntes Sarkomer erstreckt sich zwischen zwei Z-Scheiben auf einer Länge von 2,27 bis 2,55  $\mu\text{m}$  (van Eijden und Raadsheer 1992). Die Sarkomerlängen unterscheiden sich innerhalb des M. masseter. In entsprechenden Studien stellte sich heraus, dass die tieferen Sarkomere 6 % kürzer sind als die oberflächlichen und die posterioren tiefen 8 % kürzer sind als die anterioren tiefen Sarkomere (van Eijden und Raadsheer 1992; Hannam und McMillan 1994).

Ein Myosinfilament besteht aus ca. 300 Myosinmolekülen. Das einzelne Myosinmolekül besitzt eine komplexe hexagonale Struktur und besteht aus zwei schweren Ketten (engl.: myosin heavy chain, MHC) und 4 leichten Ketten (engl.: myosin light chain, MLC) (Brenner 2005). Die MHC beinhaltet die Adenosin-Triphosphatase (ATP)-Aktivität, die Energie für die Muskelkontraktion liefert. Es gibt mehrere MHC-Isoformen, deren größter Unterschied darin liegt, mit welcher Rate ATP in Energie umgewandelt wird (Korfage et al. 2005a). Nach der entsprechenden ATPase-Aktivität kann man die Muskelfasern in verschiedene Typen unterteilen. Hier werden die Fasern in Typ I und Typ II Fasern sowie durch eine weitere Unterteilung in IIA, IIB und IIC Fasern unterteilt. Typ II Fasern weisen

eine höhere ATPase-Aktivität auf als Typ I Fasern. Dies bedeutet, dass sie schneller und kraftvoller kontrahieren. Die intermediären Fasern (IM) liegen hinsichtlich der Kontraktionsgeschwindigkeit zwischen diesen beiden Typen (Ringqvist et al. 1982).

Eine weitere Unterscheidung hinsichtlich verschiedener MHC-Isoformen beruht auf der immunhistologischen Untersuchung mit monoklonalen Antikörpern (Kwa et al. 1995; Hannam und McMillan 1994; Weijs et al. 1993; Thornell et al. 1984). Grundsätzlich besteht zwischen der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit und der MHC-Isoform ein Zusammenhang (van Eijden und Turkawski 2001). Im Kaumuskel werden neben MHC-I, MHC-IIA, MHC-IIB und MHC-IIX auch MHC-cardiac- $\alpha$  und MHC-fetal produziert, die normalerweise nur im Herzmuskel oder während der Entwicklung vorkommen (Weijs et al. 1993; Korfage et al. 2005a).

Sogenannte Hybridfasern, weisen mehr als eine MHC-Isoform auf. Muskelfasern des M. masseter können beispielsweise bis zu vier MHC-Isoformen gleichzeitig beinhalten (Weijs et al. 1993; Stål 1994). Durch Transformation von MHC-Isoformen können sich Muskelfasern an äußere Gegebenheiten anpassen (van Eijden und Turkawski 2001). Es stellte sich heraus, dass diese Anpassung nach folgender Reihenfolge abläuft: Von MHC-I nach -IIA nach -IIX nach -IIB (van Eijden und Turkawski 2001). Während der Übergänge wandeln sich die Fasern von reinen Fasern in Hybridfasern um. Wird ein Muskel trainiert steigt die Anzahl an langsamen Typ-I Fasern. Umgekehrt wird bei längerer Ruhe die Muskelfaser mehr schnelles MHC-IIA oder -IIB produzieren. Die Faserverteilung und -zusammensetzung ist jedoch auch abhängig von Alter, Hormonen, Nahrungsmittel, der Gesichtsschädelmorphologie und der Region des Muskels (Korfage et al. 2005b; Eriksson und Thornell 1983).

Der M. masseter weist als einer der Kieferschließmuskeln spezielle Fasereigenschaften und -zusammensetzungen auf (Abb. 8). 70 % aller Fasern (reine und Hybridfasern) beinhalten MHC-I und nur 30 % MHC-IIA. Des Weiteren beinhalten die Hybridfasern 10 % MHC-fetal und 30 % cardiac- $\alpha$  (Korfage et al. 2005a). Die vielen Hybridfasern verbessern die Fähigkeit des Muskels sich an verschiedene motorische Aufgaben anzupassen (Korfage et al. 2005a). Auch sind beim M. masseter im Unterschied zu Extremitäten- oder Rumpfmuskeln die Typ-I Fasern größer als die Typ-II Fasern (van Eijden und Turkawski 2001).

## Fasertypenverteilung bei den Kieferschließern

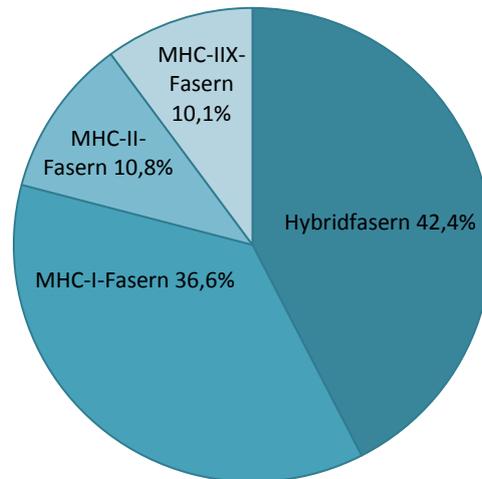


Abbildung 8: Verteilung des Fasertypen bei Kieferschließern wie z. B. dem Musculus masseter (with permission from: Korfage et al. 2005b). Die Einteilung der Muskelfasertypen erfolgt hier nach der Myosin-Schwere-Ketten(MHC)-Isoform.

Beim M. masseter bestehen zudem auch regionale Unterschiede in der Faserzusammensetzung. Die vorderen, tiefen Teile des M. masseter weisen mehr Typ-I Fasern auf (71.8 %) als der hintere oberflächlichere Teil (46.8 %) (Eriksson und Thornell 1983). Zudem bilden sich Gruppen von Muskelfasern, mit ähnlichen histochemischen Eigenschaften; eine solche Gruppierung ist dagegen im Extremitätenmuskel eine pathologische Erscheinung und weist auf Denervation bzw. Reinnervation hin (Stålberg et al. 1986).

### 1.1.3 Funktion des M. masseter

Durch seine Makroanatomie ist der M. masseter in der Lage, Kraft in unterschiedlichen Richtungen zu entwickeln, wobei die dem Kieferschluss dienende vertikale Kraftkomponente am dominantesten ist. Durch die sagittale Neigung des Muskels zur Vertikalen um ca. 15° entsteht zudem eine protrusive Kraftkomponente, die dem Vorschub und der Seitwärtsbewegung des Unterkiefers zur kontralateralen Seite des M. masseter dient. Bei frontaler Betrachtung bildet der M. masseter mit dem Ramus mandibulae einen Winkel von 10°. Dies hat eine laterale Kraftkomponente zur Folge, die

bei einseitiger Kontraktion zu einer geringen Seitwärtsbewegung des Unterkiefers zur ipsilateralen Seite führt (Schumacher 1961).

Grundsätzlich bewerkstelligt der M. masseter verschiedene komplexe Aufgaben, wie z. B. Kauen, Schlucken, Sprechen oder Halten der Ruhelage entgegen der Schwerkraft. Um diesen Aufgaben gerecht zu werden, sind komplexe neuromuskuläre Regelungsmechanismen erforderlich. Der spezielle Muskelaufbau des M. masseter mit den vielen Sehnenspiegeln und den unterschiedlich ausgerichteten Muskelfasern, kombiniert mit der Unterteilung in relativ kleine MUs macht es möglich, dass viele verschiedene Kraftvektoren erzeugt werden können, indem man unterschiedliche Regionen des Muskels aktiviert (Schumann et al. 1994). Diese sogenannte heterogene Aktivierbarkeit des M. masseter wurde an Schweinen (Herring et al. 1979), Hasen (Widmer et al. 2003) und auch beim Menschen (McMillan und Hannam 1992; Schumann et al. 1994) nachgewiesen. Diese heterogene Aktivierbarkeit hängt mit regionalen Unterschieden hinsichtlich Faserlänge und -zusammensetzung sowie Sarkomerlänge zusammen (van Eijden und Raadsheer 1992). So ist es beispielsweise möglich, durch die gezielte Aktivierung von Typ-I oder Typ-II Fasern spezielle Muskelbereiche heterogen zu aktivieren und so einen bestimmten Gesamtkraftvektor zu erzielen (Eriksson und Thornell 1983). Zudem wurde eine aufgabenspezifische Rekrutierungsschwelle der MUs in den verschiedenen Regionen des M. masseter nachgewiesen (Desmedt 1980). Sowohl die Frequenz der MUAPs als auch das Feuermuster der einzelnen MUs ändert sich je nachdem welche Aufgabe ausgeführt wird (Eriksson et al. 1984). Auch die LSFF ist bei verschiedenen Aufgaben und Regionen des Muskels unterschiedlich (McMillan und Hannam 1992). Beim Kieferschluss und bei kontralateraler sowie frontaler Kraftausübung weist der M. masseter anscheinend die meiste Aktivität im unteren Drittel auf und bei ipsilateraler Kraft die posterior-superiore Region (Schumann et al. 1994).

#### 1.1.4 Elektromyographie

##### 1.1.4.1 Elektrische Eigenschaften eines AP

Die Nah- und Fernfeldeigenschaften von elektrophysiologischen Quellen werden in zahlreichen Studien ausführlich erläutert (Stegeman et al. 1997; Dumitru und King 1993; Kimura und Yamada 1990; Dumitru und Jewett 1993). Demnach kann das sich ausbreitende AP einer Muskelfaser mit einer quadripolaren Stromquelle verglichen werden.

Dieser Quadrupol setzt sich aus zwei gleich starken Dipolen ( + - ) zusammen, die mit ihrem negativen Pol zueinander gerichtet sind ( + - - + ). Wenn sich zwei gleich starke Dipole in dieser Weise überlagern, werden ihre entgegengesetzten Fernfeldpotentiale addiert und somit ausgelöscht. Folglich kann man von einem Quadrupol ( + -- + ) sprechen (Stegeman et al. 1997). Misst man solche, sich überlagernde Dipole in einem zylindrischen Volumenleiter mit bestimmter Länge in Referenz zu einer sehr weit entfernten Referenzelektrode zeigt sich die bekannte Wellenform eines Muskelfaser-APs. Dieses ist gekennzeichnet durch eine große zentrale negative Zacke und zwei kleineren positiven Zacken auf beiden Seiten davon (siehe Abb. 9) (Stegeman et al. 1997).

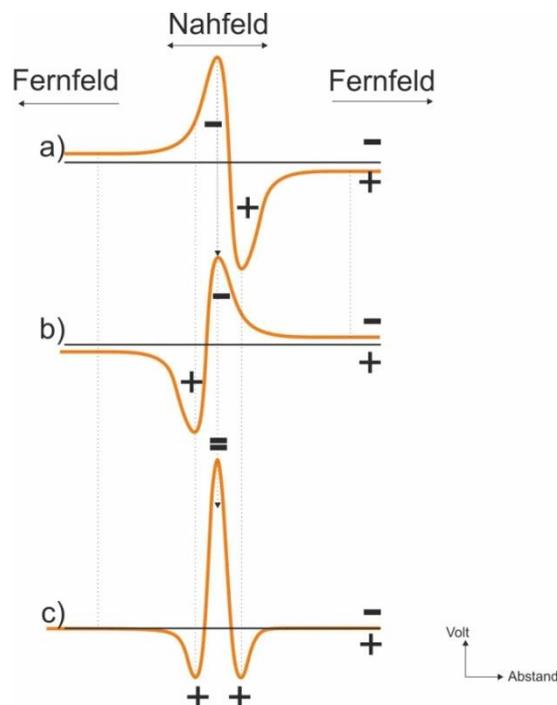


Abbildung 9: Schematische Darstellung der Überlagerung zwei gleich starker Dipole a) und b). Es entsteht die typische triphasische Wellenform eines Aktionspotentials c). Die Fernfeldpotentiale löschen sich dabei aus. (with permission from: Stegeman DF Dumitru D, King J C, Roeleveld K, Near- and far-fields: source characteristics and the conducting medium in neurophysiology, J Clin Neurophysiol , 14 (5) 429–442, Wolters Kluwer Health, Inc.)

Die Form eines quadripolaren AP kann auf verschiedene Art und Weise beeinflusst werden. Z. B. durch Initiation oder Blockade des AP, durch Änderung der Ausbreitungsgeschwindigkeit oder -richtung z. B. durch Biegung in der Muskelfaser, oder durch plötzliche Änderung der Eigenschaften des leitenden Gewebes, z. B. veränderter

Durchmesser oder intrazellulärer Widerstand wie es am Muskelfaser-Sehnenübergang der Fall ist (Stegeman et al. 1997; Dumitru und King 1993; Kimura und Yamada 1990; Dumitru und Jewett 1993).

Diese äußeren Einflüsse addieren auf den Quadripol einen Dipol (Abb. 10), dessen Fernfeldpotential auch als Endeffekt, stehende Welle oder sich nicht ausbreitender Bestandteil des APs bezeichnet wird (Stegeman et al. 1997).

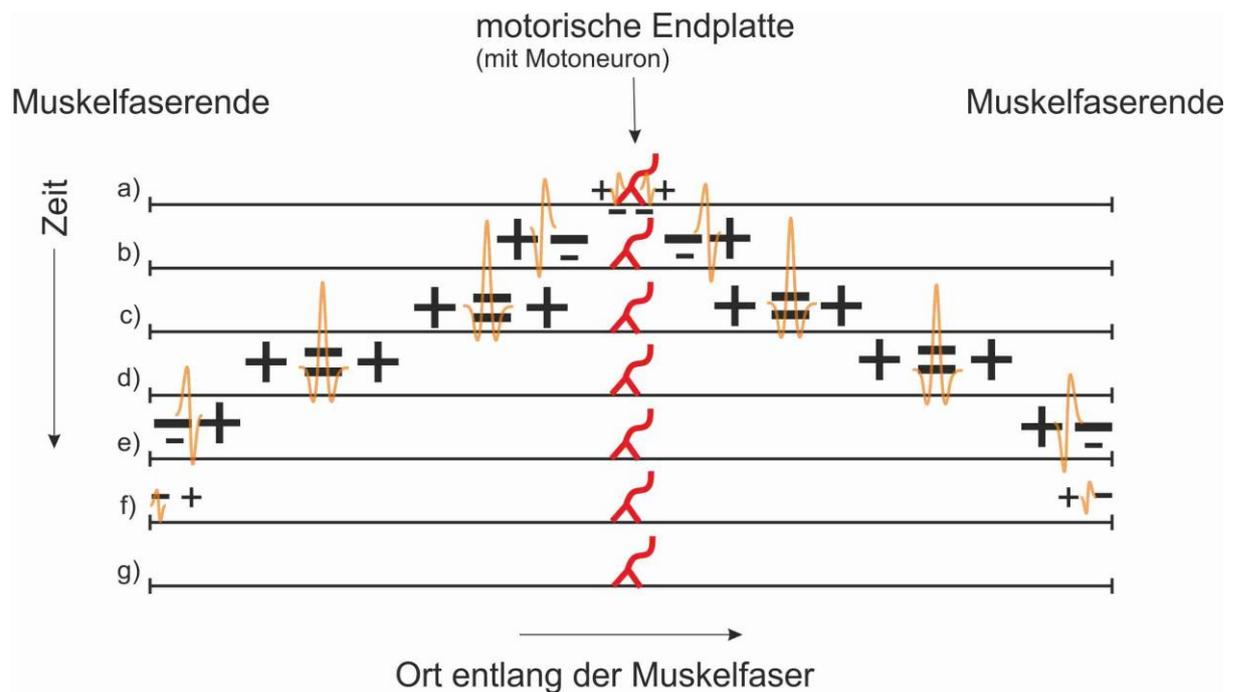


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Eigenschaft des Aktionspotentials (AP) als Quadripol und Dipol. a) und b): Initiation des APs an der motorischen Endplatte. Hier hat das AP Dipoleigenschaften. c) und d): Das sich ausbreitende AP hat die Eigenschaft eines Quadripols. e) und f) Bei der Auslöschung des APs am Muskelfaser-Sehnenübergang kommen wieder die Dipoleigenschaften zum Tragen. (Reprinted from Journal of Electromyography and Kinesiology 7/4, K Roeleveld, J.H Blok, D.F Stegeman, A van Oosterom, Volume conduction models for surface EMG; confrontation with measurements, S.221-231, Copyright (1997), with permission from Elsevier )

#### 1.1.4.2 Volumenleitung

Das elektrische AP, welches in der äußeren Membran der Muskelfaser erzeugt wird, breitet sich ausgehend von der motorischen Endplatte entlang der Muskelfaser in beiden Richtungen mit ca.  $4 \text{ m/s}$  bis zu den zwei Sehnen aus, wo es schließlich terminiert (Zwarts und Stegeman 2003). Die Volumenleitung beschreibt das Phänomen, dass sich das elektrische Potential ebenfalls radialsymmetrisch im umliegenden Gewebe ausbreitet. (Zwarts und Stegeman 2003) (siehe Abb. 11).

In einem annähernd unendlichen dreidimensionalen Volumen kann das Potential  $U$  durch die dreidimensionale Version des Ohmschen Gesetzes dargestellt werden (Zwarts und Stegeman 2003). Wobei  $U_b$  die gemessene Spannung am Ort b ist,  $I_a$  der Strom an Ort a,  $r_{ab}$  die Entfernung zwischen Ort a und Ort b, und  $\sigma$  die elektrischen Leitfähigkeit beschreibt.

$$U_b = \frac{1}{4\pi\sigma} \times \frac{I_a}{r_{ab}}$$

In Abb. 11 ist dargestellt, wie man mit verschiedenen EMG-Methoden (Nadelelektrode und Oberflächenlektrode) das durch Volumenleitung fortgeleitete elektrische Potential eines MUAP messen kann.

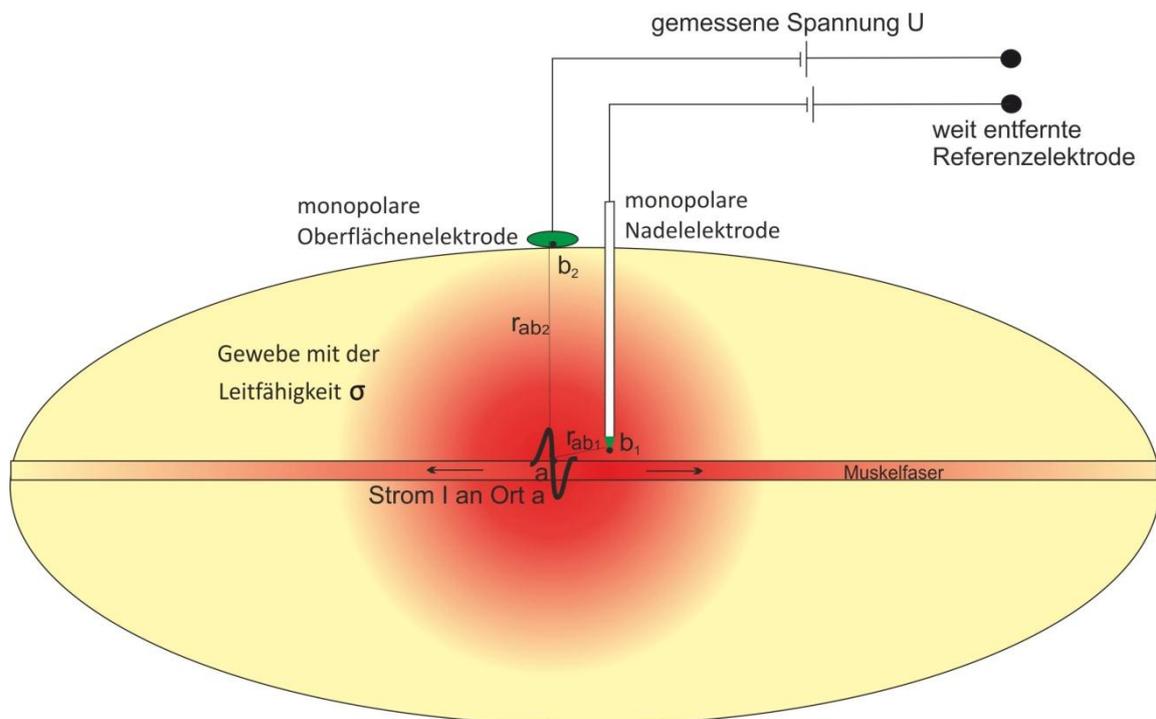


Abbildung 11: Schematische Darstellung des Prinzips der Volumenleitung. Das Potential eines MUAPs (rot) breitet sich im Muskel (gelb) entlang der Muskelfasern und radial im umliegenden Gewebe aus. Am Ort a entsteht das MUAP. Im Abstand  $r_{ab}$  zwischen a und b wird die Spannung U mit den Elektroden (grün) an Ort b in Bezug auf eine entfernte Referenz gemessen.  $\sigma$  gibt die Leitfähigkeit des Gewebes an.

Die Spannung  $U_b$  bezieht sich dabei auf eine weit entfernte Referenz. Die elektrische Leitfähigkeit und der Abstand zwischen Muskelfaser und Potentialmessung stehen in einem umgekehrt proportionalen Verhältnis zur Höhe des gemessenen Potentials. Der

Effekt der Volumenleitung auf das gemessene Potential wird mit einem Tiefpassfilter verglichen, dessen Frequenzeigenschaften vom Abstand zwischen Elektrode und Quelle abhängen (Blok et al. 2002a). Es gilt jedoch zu beachten, dass die elektrische Stromquelle nicht nur als ein Strom  $I$  am Ort  $a$  angesehen werden kann. Da sich das AP entlang der Muskelfaser ausbreitet, kann es auch als eine Funktion des Ortes beschrieben werden. Zudem kann das Gewebe des Körpers nicht als unendlich angesehen werden und des Weiteren besitzen Muskelgewebe, subkutanes Fettgewebe und Haut unterschiedliche und in sich inhomogene Leitfähigkeiten  $\sigma$ . Beispielsweise hat Muskel eine Leitfähigkeit von ca. 0,1 bis  $0,5 \frac{1}{\Omega m}$  je nach Richtung und Fettgewebe  $0,05 \frac{1}{\Omega m}$  unabhängig von der Richtung (Roeleveld et al. 1997a). Es gibt zahlreiche Studien, in denen das MUAP sowie der elektrische Volumenleiter modelliert und simuliert wurden (Farina et al. 2004a; Blok et al. 2002a; Roeleveld et al. 1997a; Farina et al. 2004b; Lowery et al. 2004).

#### 1.1.4.3 Ableitmethoden

Ein Hauptunterschied zwischen verschiedenen Ableitmethoden liegt in der jeweiligen Position der Ableitelektroden im bzw. im Grenzbereich des Volumenleiters und somit im Abstand zwischen Elektrode und Muskelfaser. So unterscheidet man grundsätzlich die intramuskuläre EMG (mit einer Elektrode im Muskel) von der Oberflächen-EMG (mit einer oder mehreren Elektroden auf der Hautoberfläche).

#### 1.1.4.4 Intramuskuläre Elektromyographie

Bei der intramuskulären EMG werden Elektroden in Form einer Nadel oder eines dünnen Drahtes in den Muskel eingebracht und somit die elektrische Spannung nah an den aktiven Muskelfasern gemessen (Adrian und Bronk 1928). Da der Abstand der Messung klein ist, ist der Effekt eines Tiefpassfilters durch die Volumenleitung gering. Abhängig von der Art der Elektrode kann man entweder das AP einer einzelnen Muskelfaser (single fibre action potential = SFAP) oder die MUAPs von MUs messen. Die intramuskulären EMG-Techniken haben eine weite Verbreitung in der klinischen Diagnostik. Sie werden dort eingesetzt um die verschiedenen Arten von Myopathien und die Erkrankungen der neuromuskulären Übertragung bzw. des Motoneurons zu erkennen und deren Verlauf zu beschreiben (Daube und Rubin 2009; Stålberg 2011). Im Folgenden werden die wichtigsten Techniken etwas näher beschrieben.

Die sogenannten Einzelfaser-Elektroden (engl.: single fibre electrodes) registrieren das Signal eines sehr kleinen Bereichs von 0,2 bis 0,3 mm direkt neben einer Muskelfaser (Abb. 12). Sie werden in der Forschung verwendet, um die Eigenschaften der Muskelfaser, die neuromuskuläre Übertragung, sowie die Faserdichte einer MU zu untersuchen (Daube und Rubin 2009).

Für die klinische Nadel-EMG (z. B. zur Diagnostik von Myo- oder Neuropathien) werden häufig konzentrische Nadelelektroden eingesetzt, welche aus einer Hohlnadel bestehen, die im Inneren einen isolierten Draht besitzt. Sie haben eine abgeschrägte Spitze mit einer ovalen Messfläche von 125µm x 580 µm (Merletti und Farina 2009). So wird das Potential am inneren Draht mit Referenz zum Schaft der Nadel gemessen. Diese Art von Elektrode misst die elektrische Aktivität von vielen Muskelfasern in einem halbsphärischen Aufnahmebereich mit einem Radius von ca. 0,5 bis 1,5 mm (Merletti und Farina 2009) (Abb. 12).

Ähnlich aufgebaut sind die monopolen Elektroden, welche meist als teflonbeschichtete Stahlelektroden mit einer scharfen kegelförmigen Spitze realisiert werden (Daube und Rubin 2009). Dabei wird die elektrische Spannung in Bezug auf eine Oberflächenelektrode gemessen und ihr sphärischer Aufnahmebereich hat einen Radius von ca. 0,2 bis 1 mm (Bischoff und Schulte-Mattler 2011) (Abb. 12).

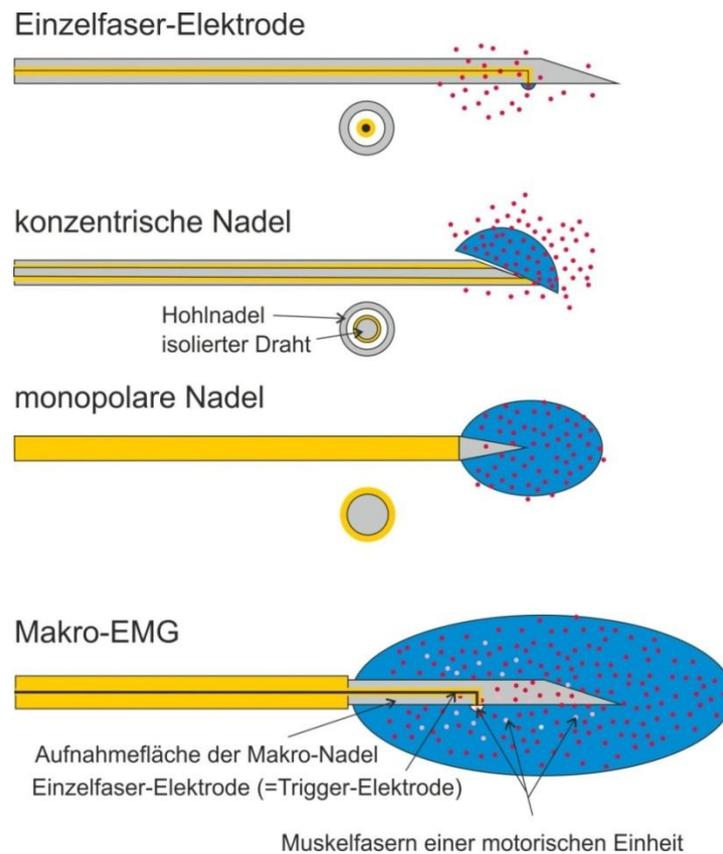


Abbildung 12: Verschiedene intramuskuläre Elektromyographie (EMG)-Elektroden. Die von Isolierung (gelb) freien Elektrodenoberflächen (grau) messen in einem gewissen Aufnahmebereich (blau) die aktiven Muskelfasern (rot) Beim Makro-EMG sind Muskelfasern, die zu der herausgefilterten motorischen Einheit gehören rosa abgebildet.

Bipolare Feindrahtelektroden (engl.: fine wire electrodes) bestehen hingegen aus zwei dünnen isolierten Drähten, die mittels einer Kanüle in den Muskel eingebracht werden. Ihr umgebogenes Ende, welches an der Spitze ca. 1,5 mm abisoliert ist, verhindert dass die Drähte beim Herausziehen der Nadel mit entfernt werden, oder sich im Muskel bei Kontraktion bewegen (Abb. 13). Bei dieser Ableittechnik wird die Potentialdifferenz zwischen beiden Drahtenden gemessen

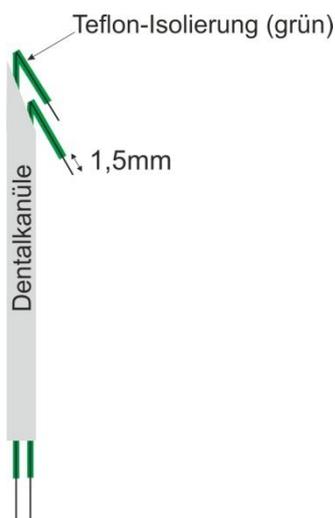


Abbildung 13: Skizze einer bipolaren Feindrahtelektrode. In einer Dentalkanüle (grau) befinden sich zwei dünne isolierte (grün) Drähte. Diese sind an den beiden Feindrahtenden 1,5 mm frei von Teflon-Isolierung und zurückgebogen.

#### 1.1.4.5 Makro und Scanning-EMG

Mit der sogenannten Spike Triggered Averaging (STA) Methode ist es möglich, einzelne MUAPs eindeutig einer bestimmten MU zuzuordnen und diese Information zur Extraktion von weiteren Informationen aus anderen gleichzeitig aufgezeichneten Signalen zu verwenden. Das STA-Verfahren wird in Abschnitt 2.4.5 beschrieben. Zu den Methoden, die auf der STA-Methode basieren, gehören das Makro-EMG und das Scanning-EMG (Stålberg und Antoni 1980; Stålberg und Eriksson 1987; Stålberg 2011).

Die Makro-EMG-Elektrode (Abb. 12) ist eine größere Nadelelektrode, die an der Spitze in einem Bereich von ca. 15 mm abisoliert ist. Dieser Schaft registriert in einem zylindrischen Bereich die Aktivität von mehreren MUs mit Referenz zu einer Oberflächenelektrode auf der Hautoberfläche. Zusätzlich zum Schaft wird mit einem zweiten Kanal die Aktivität von einigen wenigen Muskelfasern mittels einer 25µm Platin-Elektrode in der Mitte des abisolierten Stücks gemessen (Daube und Rubin 2009; Stålberg 2011). Die einzelnen Feuerereignisse der durch die Platin-Elektrode gemessenen MU werden als Trigger benutzt um diese MU mittels STA aus dem Signal des Schaftes herauszufiltern. Dies geschieht, indem der Durchschnitt über alle Aktionspotenziale dieser MU gebildet wird. Dieses gemittelte Potential kann genutzt werden, um die elektrische Größe der MU und dadurch die Anzahl ihrer Muskelfasern zu bestimmen (Daube und Rubin 2009; Merletti und Farina 2009; Stålberg 2011).

Die in Abb. 14 schematisch dargestellte Scanning-EMG wird verwendet, um das Gebiet, die Tiefe und die Größe einer MU zu untersuchen (Diószeghy 2002). Hierfür wird eine als Trigger dienende Einzel-Faser-Elektrode in den Muskel eingebracht. Zudem wird eine konzentrische Nadel in einem Abstand von 10 – 20 mm in den Muskel eingestochen und in kleinen Schritten (z. B. 50µm) herausgezogen (Stålberg und Antoni 1980). Letztere Elektrode registriert das elektrische Signal entlang des gesamten durchquerten Scanning-Korridors. Die Trigger-Elektrode misst die Aktivität einer bestimmten MU konstant an einem Ort und erlaubt somit, aus dem Interferenzsignal der Scanning-Elektrode diese MU mittels STA herauszufiltern. Zusätzlich dient sie auch als Schrittmacher für den Motor, der die Scanning-Nadel aus dem Muskel herauszieht. Immer wenn die MU feuert, wird ein Schwellenwert der Spannungsamplitude überschritten. Dies führt dazu, dass der Schrittmotor, der durch eine Software gesteuert wird, die konzentrische Nadel einen 50µm Schritt weiter bewegt (Stålberg und Antoni 1980; Stålberg und Eriksson 1987; Navallas et al. 2012; Diószeghy 2002).

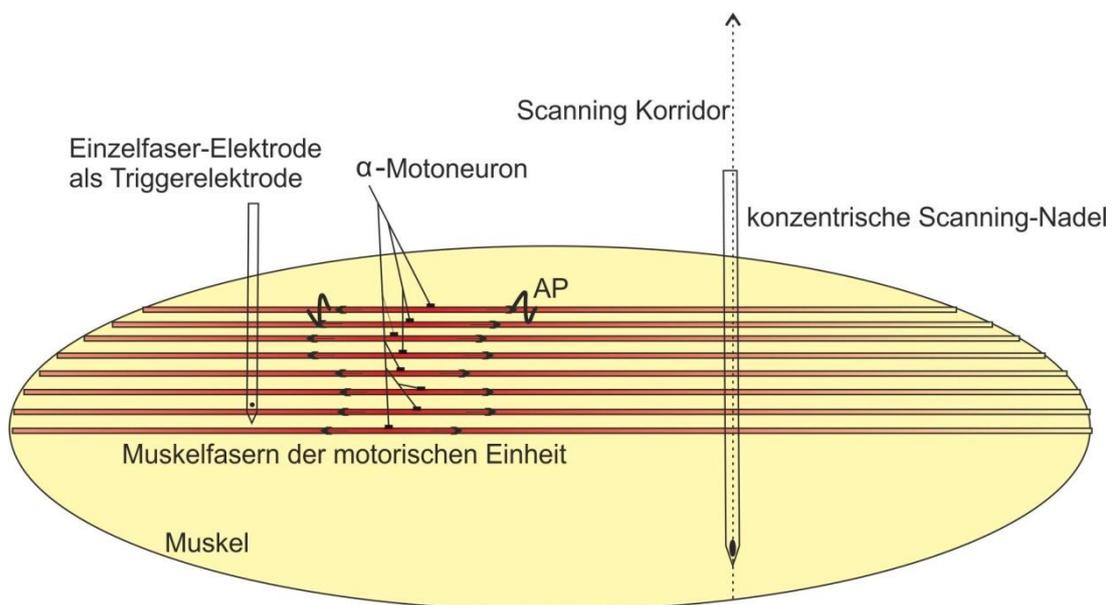


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Scanning-Elektromyographie (EMG). Die konzentrische Scanning-Nadel wird entlang des Scanning-Korridors durch den Muskel(gelb) bewegt und misst dabei die elektrischen Signale der aktiven motorischen Einheiten (MUs)(rot). Die Einzel-Faser-Elektrode misst nur die Aktivität einzelner Muskelfasern dieser MU.

#### 1.1.4.6 Indikationen und Limitation von intramuskulärer EMG

Die intramuskuläre Elektromyographie leitet einen kleinen Bereich nah an der Muskelfaser ab, und wird deshalb bevorzugt eingesetzt, um pathologische Veränderungen im Bereich der Muskelzelle zu diagnostizieren. Ein Vorhandensein von Spontanaktivität, wie z. B. Fibrillationspotentiale und positive scharfe Wellen, spricht für eine Denervation des Muskels, wie sie beispielsweise bei Neuropathien wie Amyotrophe Lateralsklerose (ALS) und Poliomyelitis oder bei akuten Nervenverletzungen vorkommt (Daube und Rubin 2009). Auch das Auftreten von Faszikulationspotentialen ist bei chronischen neurogenen Veränderungen typisch (Bischoff und Schulte-Mattler 2011; Daube und Rubin 2009). Durch die Invasivität des Verfahrens gibt es einige Nachteile. Die Anwendbarkeit ist bei Kindern und bei Verlaufsstudien nur begrenzt möglich. Neben eventuellen Schmerzen beim Einstich kann es z. B. bei Patienten mit Blutungsneigung zu Hämatomen führen. Auch stellen Erkrankungen der Haut und Infektionskrankheiten eine Limitation dieser Technik dar. Die Untersuchung von Muskelaktivität während Bewegung ist auch nur eingeschränkt möglich, da sich die Nadel im Muskel verschieben, Schmerzen auslösen oder die Bewegung behindern kann (Daube und Rubin 2009). Bei Untersuchungen der Rekrutierung von MUs hat das intramuskuläre EMG den Nachteil, dass es nur einen Teil der Muskelfasern erfassen kann. Nur mit den speziellen STA-basierten EMG-Techniken wie dem Makro-EMG oder Scanning-EMG lassen sich isolierte MUs messen und so ihre elektrische Größe und ihr Ausbreitungsgebiet bestimmen (Stålberg 2011; Navallas et. al 2012). Bei einem heterofunktionellen Muskel wie dem Masseter ist jedoch die einzelne MU oder eine begrenzte Muskelregion nicht repräsentativ für den gesamten Muskel. Des Weiteren lassen sich auch Parameter wie die Ausbreitungsgeschwindigkeit der MUAPs, die Muskelfaserlänge und die Innervationszone nur schlecht mit intramuskulären Methoden bestimmen (Rau et al. 2004). Einige pathologische Mechanismen konnten nicht mit Nadel-EMG beobachtet werden, da sie einen topographischen Charakter haben wie z. B. der Fortleitungsblock bei Myotonie congenita und die Verlangsamung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit bei hypokalämischen periodischen Paralysen (Zwarts und Stegeman 2003).

### 1.1.4.7 Oberflächenelektromyographie

Oberflächenelektroden bestehen meistens aus Silber-Silberchlorid und messen die elektrischen Potentiale auf der Haut über dem Muskel, d. h. in großem Abstand von der Muskelfaser (Merletti et al. 2009). Die Volumenleitung weist, aufgrund der relativ weiten Distanz, eine deutliche Tiefpass-Filterwirkung auf. Der Unterschied zu der Wellenform von intramuskulär abgeleiteten MUAPs wird in Abb. 15 deutlich. Die Fernfeldpotentiale werden im Verhältnis zur der Amplitude des Nahfeldpotentials viel deutlicher, weil diese nur wenig vom Effekt des Tiefpassfilters betroffen sind (Zwarts und Stegeman 2003; Blok et al. 2002).

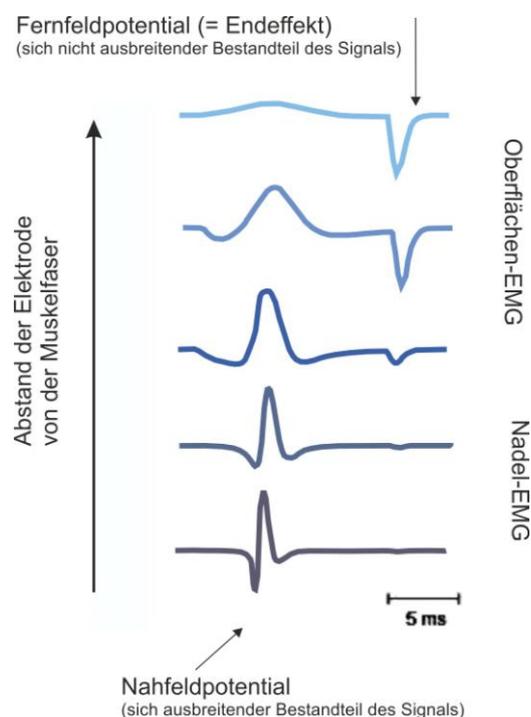


Abbildung 15: Simulierte Aktionspotentiale (APs) von der gleichen Muskelfaser mit einer Ausbreitungsgeschwindigkeit von  $4 \frac{m}{s}$  und einer Faserlänge von 12 mm. Auswirkung des Tiefpassfilters auf die verschiedenen Untersuchungsabstände. Abstand der Elektrode von 25 mm in der oberen Linie bis 0,5 mm in der untersten Linie. Man beachte die unterschiedliche Skalierung der Amplitude. Das Fernfeldpotential des Signals (Endeffekt) ist nicht so stark von der Tiefpassfilterwirkung des Volumenleiters betroffen wie die sich ausbreitenden Bestandteile (Nahfeldpotentiale). Die oberen 3 Potentiale könnten von Oberflächen-Elektromyographie (EMG) und die unteren 2 Potentiale von Nadel-EMG gemessen werden.

Auch bei der Oberflächenelektromyographie misst man eine Potentialdifferenz zwischen zwei oder mehreren Elektroden. Die einfachste Form ist die monopolare Ableitung mit einer einzelnen Messelektrode auf der Haut über dem Muskel in Bezug zu einer weit entfernten Referenzelektrode. Diese Referenz liegt üblicherweise auf einer Hautstelle, die

keinen Muskel sondern Knochen bedeckt (im Kopfbereich z. B. Mastoid oder Nasenrücken). Dagegen wird bei der bipolaren Ableitung die Potentialdifferenz zwischen zwei Elektroden auf dem Muskel gemessen (Zwarts und Stegeman 2003). Zu den höheren Ableitungsordnungen gehört die Double Differential- und die Laplacian-Ableitung. Verbindet man mehrere Elektroden bipolar in einer Linie parallel zur Muskelfaserrichtung miteinander, entsteht eine lineare Anordnung (sog. Array), die genutzt werden kann, um die Ausbreitungsgeschwindigkeit des APs entlang der Muskelfaser zu bestimmen (Masuda et al. 1983; Zwarts und Stegeman 2003; Masuda und Luca 1991). In einer solchen Anordnung (wie z. B in Abb. 16) kann man die Endplattenzone erkennen, die mit niedriger Amplitude und mit Polaritätsumkehr gekennzeichnet ist (Masuda et al. 1983; Iwasaki et al. 1990; Castroflorio et al. 2005a). Werden sehr viele Elektroden in Form eines engmaschigen Gitters über den Muskel verteilt, spricht man von der hochdichten Vielkanal-Oberflächen-EMG (engl.: high-density surface electromyography, HD-sEMG). Dabei werden die einzelnen Elektroden vorzugsweise monopolar abgeleitet. Denn so besteht die größtmögliche Flexibilität in der Erstellung weiterer Ableitungen bei nachfolgenden Signalanalysen. Dies bedeutet, dass off-line höhere Ableitordnungen berechnet werden können. Durch die große Zahl an Messorten erhält man zum einen eine zweidimensionale Information über die Ausbreitung der EMG-Aktivität (Zwarts und Stegeman 2003). Zum anderen besteht die Möglichkeit, die Signale einzelner MUs zu dekomponieren (Kleine BU et al. 2007). Durch weitere topographische Analysen der MUAPs können Informationen über die Physiologie, Anatomie und Histologie der MUs gewonnen werden. So können beispielsweise die Lokalisation und die Größe der Endplattenzone sowie die Muskelfaserlänge und Ausbreitungsgeschwindigkeit der MUAPs bestimmt werden (Roeleveld und Stegeman 2002). Daraus kann wiederum auf die Fasertypen und -durchmesser geschlossen werden. Durch eine senkrecht zur Muskelfaser verlaufende Ableitungsrichtung kann die Lokalisation der MU ermittelt werden, denn die MU befindet sich normalerweise unter der Elektrode mit der größten Amplitude (Abb. 17).



Abbildung 16: Muster einer Vielkanal-Elektromyographie (EMG) am Musculus biceps brachii bei niedriger Kontraktionskraft. Ableitungen von 12 bipolaren Signalen parallel zur Muskelfaserrichtung. Man erkennt deutlich die Lokalisation der motorischen Endplatten in der dritten Zeile von unten. Auch die Ausbreitung der Potentiale der motorischen Einheit entlang der Muskelfaser ist durch den schrägen Verlauf gut zu erkennen. (with permission from: © 2000 John Wiley & Sons, Inc. Muscle Nerve 23: 1005–1015, 2000. Kleine B, Blok J H, Oostenveld R, Praamstra P, Stegeman D F, Magnetic stimulation-induced modulations of motor unit firings extracted from multi-channel surface EMG.

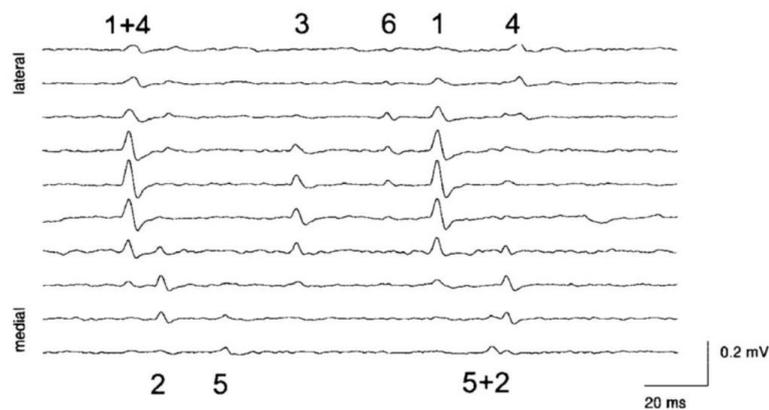


Abbildung 17: Muster einer Vielkanal-Elektromyographie (EMG) am Musculus biceps brachii bei niedriger Kontraktionskraft. Hier wurden zehn bipolare Signale senkrecht zur Faserrichtung aufgenommen. Man erkennt sechs verschiedene motorische Einheiten (1-6) und sieht die Unterschiede der Amplitude in mediolateraler Richtung. Die Ausbreitung der Potentiale ist hier nicht zu sehen. (with permission from: © 2000 John Wiley & Sons, Inc. Muscle Nerve 23: 1005–1015, 2000. Kleine B, Blok J H, Oostenveld R, Praamstra P, Stegeman D F, Magnetic stimulation-induced modulations of motor unit firings extracted from multi-channel surface EMG.

Die räumliche Ausbreitung eines MUAP über die Haut kann benutzt werden um die Lokalisation der aktiven MU zu bestimmen. So kann die Tiefe der MU durch den Abfall der Amplitude des MUAPs über die Oberfläche des Muskels abgeleitet werden (Roeleveld und Stegeman 2002). Bei einer runden Oberfläche wie z. B. dem Oberarm fällt die Amplitude von oberflächlich gelegenen Einheiten in der Umgebung schnell ab, wobei die Amplitude von tieferen MUs weniger abnimmt (Abb. 18).

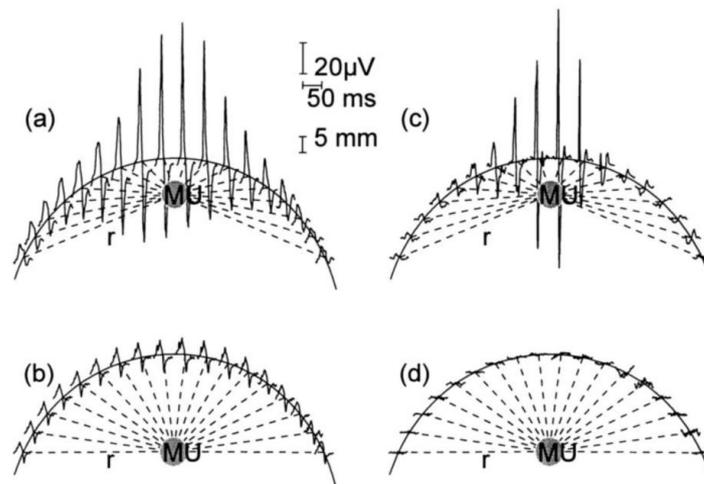


Abbildung 18: Schematische Darstellung unterschiedlicher motorischer Einheiten (MU) des Musculus biceps brachii. In a) und c) sieht man eine oberflächliche MU. b) und d) zeigen eine tiefe MU. Die Signale der linken Bilder wurden monopolar aufgenommen, die der rechten Bilder bipolar.  $r$  ist der Abstand der Elektrode von der MU. (with permission from: Roeleveld K, Stegeman D F, Vingerhoets H M, van Oosterom A, The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location, *Acta Physiol Scand* 1997, 161, 465–472, John Wiley and Sons)

Beim Bizeps konnte die Tiefe einer MU auf der Hautoberfläche als 20 % des Abstandes zwischen 100 %-Amplitude und 50 %-Amplitude abgeschätzt werden (Roeleveld et al. 1997b). Mit einer solchen „Tiefen-Korrektur“ der Amplitude konnte eine gute Korrelation zwischen Oberflächen-EMG und Makro-EMG in Bezug auf die elektrische Größe der MU festgestellt werden (Roeleveld et al. 1997b). Es wurden einige Methoden der HD-sEMG vorgestellt, die sich in der Anzahl, dem Abstand und der Art der Elektroden unterscheiden (z. B. Blok et al. 2002; Lapatki et al. 2004; Tokunaga et al. 1998). Der Abstand der Elektroden zueinander hat erheblichen Einfluss auf das Signal. Um die Endplattenzone bei kleinen oberflächlichen Muskeln zu untersuchen, sollte die Interelektrodenabstand (IED) relativ klein (z. B. 3 mm) sein. Bei tiefen oder großen Muskel reicht hingegen ein Abstand von 5 mm (Blok et al. 2002).

#### 1.1.4.8 Indikationen und Limitationen der Oberflächen-EMG sowie wissenschaftliche Anwendungen

Durch die Volumenleitung sind die Formen und Amplituden der APs auf der Oberfläche sehr stark variabel und können nicht als Charakteristikum für morphologische Eigenschaften der Muskelfaser herangezogen werden. Deshalb ist die Oberflächen-EMG den intramuskulären Methoden auf Ebene einzelner

Muskelfasern unterlegen und dieser Bereich bleibt eine Domäne der Nadel-EMG (Rau et al. 2004). Durch die Einführung der HD-sEMG mit einer deutlich selektiveren Auflösung als herkömmliche Oberflächenelektroden können jedoch auch einzelne MUs non-invasiv auf der Haut gemessen werden (Blok et al. 2002; Lapatki et al. 2004; Drost et al. 2006). Denn die zusätzliche räumliche Information, die diese Methode liefert, gibt Aufschluss über die Oberflächen-Topographie der MUs und kann somit zur Zuordnung von einzelnen Aktionspotenzialen zu einzelnen MUs herangezogen werden (sog. Dekomposition, siehe auch 2.4.4). Die HD-sEMG ist in der klinischen Diagnostik jedoch noch nicht sehr weit verbreitet, da die Anwendung etwas aufwendiger ist als die herkömmlichen bipolaren Oberflächenelektroden. Zusätzlich ist die zu verarbeitende Datenmenge erheblich größer und daher die HD-sEMG auch datenverarbeitungs-technisch aufwendiger (Merletti et al. 2008). Für eine Auswertung von einzelnen MUs sind spezielle Auswertungsprogramme notwendig und eine vollständige Dekomposition ist bisher nur bei Daten möglich, welche bei geringen bis mittleren Aktivitätsniveaus aufgezeichnet wurden (Holobar et al. 2009). Die effektive Messtiefe der Oberflächenelektroden wird mit 1-2cm angenommen (Merletti et al. 2008). Dies führt dazu, dass nur oberflächlich gelegene Muskeln bzw. MUs vollständig erfasst werden können. Zudem spielt bei der Oberflächenelektromyographie die Dicke der subkutanen Fettschicht sowie der Haut eine entscheidende Rolle (Nordander et al. 2003; Farina und Mesin 2005).

Es gibt zahlreiche Studien, welche die Aktivität des M. masseter mit bipolaren Oberflächenelektroden mit großer IED (ca. 2cm) gemessen haben und damit eine eher globale Aussage über die Aktivität des Muskels bei unterschiedlichen Aufgaben untersucht haben (Jimenez 1989; Scutter und Turker 1998; Schindler et al. 2005; Tecco et al. 2010). Da der M. masseter verschiedene Bereiche unterschiedlich aktivieren kann, und die bipolaren Elektroden nur eine durchschnittliche Aktivität des Muskels registrieren, sind diese Methoden nicht geeignet um eine genaue Aussage über die Morphologie des Muskels und seiner MUs zu treffen.

Durch eine flächige Anordnung von 16 Elektroden wurde die Aktivität des M. masseter in unterschiedlichen Bereichen bei verschiedenen Krafrichtungen untersucht. Bei einer frontalen und kontralateralen Krafteinwirkung auf den Unterkiefer durch den

Untersucher befand sich die meiste Aktivität im unteren Drittel des Muskels. Bei ipsilateraler Kraft jedoch im hinteren oberen Teil des Muskels (Schumann et al. 1994).

Mit einer linearen Elektrodenanordnung von 12 Oberflächenelektroden in einem Abstand von 5 mm konnte die Lokalisation der Endplattenzone beim M. masseter bestimmt werden. Diese soll sich laut einer Studie im unteren Viertel des Muskels ca. 40 mm entfernt von Jochbogen befinden (Iwasaki et al. 1990). Eine andere Studie untersuchte mit einem linearen Elektroden-Array die Innervationszonen und Faserlängen des M. masseter, wobei mehrere Hauptinnervationszonen gefunden wurden, die sich auf einen großen Bereich von ca. 50 % der Faserlänge verteilten (Castroflorio et al. 2005a). In einer weiteren Studie wurde ein HD-sEMG-Grid (17 x 11 Elektroden) mit einer IED vom 3 mm für die Lokalisation der motorischen Endplatte beim M. masseter verwendet. Auch hier wurde festgestellt, dass sich die Endplatte im kaudalen Teil des Muskels über einen Bereich von 10 mm erstreckt (Tokunaga et al. 1998).

#### 1.1.4.9 Dekomposition

Das EMG-Rohsignal stellt ein Interferenzmuster aus vielen verschiedenen MUs dar. Um die Feuermuster der einzelnen Einheiten zu erhalten, ist es notwendig, dieses Signal zu dekomponieren (Abb. 19). Diese Dekomposition ist mit Hilfe von Softwareprogrammen möglich (Merletti und Farina 2009; Stashuk 2001; McGill et al. 2005). Dabei werden in einem ersten Schritt die Formen von verschiedenen MUAPs des Signals sogenannte MUAP-Schablonen ermittelt und anschließend nach Größe und Form sortiert. In einem zweiten Schritt werden die Feuermuster der MUs erstellt, indem man jedem Potentialausschlag des Signals eine MUAP-Schablone und somit eine MU zuordnet. Es kommt in einem EMG-Signal (bei mittlerer Aktivität) häufig zu sogenannten Superpositionen, d. h. zu Überlagerungen bzw. Summation der Aktionspotenziale von zwei oder mehreren MUs. Dies macht sich im Signal dadurch bemerkbar, dass ungewöhnliche Zackenformen vorkommen, die im restlichen Signal nicht wieder in gleicher Form erscheinen. Um diese Superpositionen aufzulösen, ist es notwendig die richtige Kombination und zeitliche Zuordnung der entsprechenden MUAP-Schablonen zu ermitteln. Die Entladungsmuster der MUs können hierbei eine gute Hilfe sein, denn die MUAPs treten annähernd regelmäßig auf und so ist es möglich, von vorherigen und kommenden Feuerungszeitpunkten von MUs auf den Zeitpunkt zu schließen, in der ein

bestimmtes MUAP im Bereich der Superposition feuern sollte. Als letzten Schritt werden die Ergebnisse der Dekomposition überprüft, d. h. die Feuermuster werden auf Lücken oder physiologisch unrealistische Zeitintervalle untersucht und gegebenenfalls korrigiert.

Grundsätzlich lässt sich nicht jedes EMG-Signal gleich gut dekomponieren. Dies hängt von vielen verschiedenen Faktoren ab wie z. B. von der Komplexität des Signals (hohe oder niedrige Muskelaktivität), der Höhe des Grundrauschens und der Variabilität eines MUAP der selben MU sowie der Ähnlichkeit von MUAPs unterschiedlicher MUs (McGill et al. 2005).

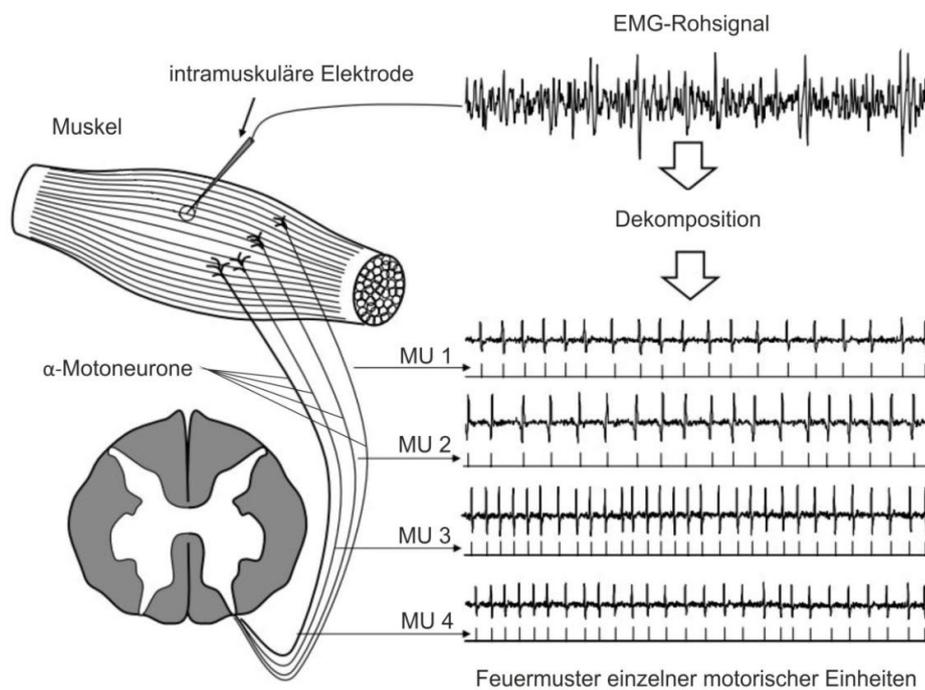


Abbildung 19: Schematische Darstellung des Prinzips der Dekomposition. Jeweils ein  $\alpha$ -Motoneuron innerviert eine MU. Das Elektromyographie (EMG)-Rohsignal (gemessen durch eine intramuskuläre Elektrode) wird in die Feuermuster der einzelnen motorischen Einheiten (MUs) zerlegt = dekomponiert (with permission from: Merletti R, Farina D, Analysis of intramuscular electromyogram signals, Philos Transact A Math Phys Eng Sci, 2009, 367, 1887, 357–368, by permission of the Royal Society).

Auch aus dem Interferenzsignal der Oberflächen-EMG können mittels Dekomposition einzelne MUs herausgefiltert werden (Kleine BU et al. 2007; Holobar und Zazula 2007). Dieses Verfahren ist bei der Oberflächen-EMG deutlich komplizierter als bei intramuskulär aufgenommenen Signalen, weil normalerweise Aktivität von mehr MUs registriert wird und somit im aufgezeichneten EMG-Signal mehr Superpositionen vorkommen. Die Dekomposition eines HD-sEMG ist dadurch möglich, dass die Potenziale einzelner MUs

charakteristische „Fingerabdrücke“ auf der Hautoberfläche hinterlassen (Kleine BU et al. 2007). Holobar et al. wendeten die Convolution Kernel Compensation (CKC) Methode erfolgreich zum dekomponieren von Oberflächen-EMG-Signalen an (Holobar et al. 2009). Im Allgemeinen kann gesagt werden, dass eine höhere Dichte von Elektroden die Selektivität des Oberflächenelektromyogramms erheblich verbessert und somit das Herausfiltern einzelner MUs erleichtert (Castroflorio et al. 2005b).

#### 1.1.4.10 Spike triggered averaging (STA)

Nach der Zerlegung des EMG-Signals der Triggerelektrode in die Feuermuster der einzelnen MUs ist es möglich, durch mathematische Berechnung aus dem gleichzeitig gemessenen Interferenzsignal einer Makro- oder Scanning-Nadel oder eines Oberflächenelektrodenrasters die Signale einzelner MUs herauszufiltern. Durch das sogenannte STA wird der Durchschnitt der Signalform in einem bestimmten Zeitabschnitts um alle einzelnen Entladungen (mit Gesamtzahl  $n$ ) einer MU gebildet. Je mehr solche Entladungen zeitlich exakt durch die Dekomposition festgelegt wurden, umso genauer wird der Durchschnitt und umso geringer wird im Verhältnis dazu das Grundrauschen des Signals. Durch diese Methode können auch MUAPs, deren Amplituden kleiner sind als die Störgeräusche, herausgefiltert werden.

#### 1.1.5 Morphologische Aspekte der MUs des M. masseter

Im Tierexperiment können durch die Glykogen-Depletion-Methode die Muskelfasern einer MU dargestellt und gezählt werden. Dazu wird eine Nervenfasern mit relativ kleinen Stromimpulsen 30-60 min stimuliert. Die stimulierte MU verbraucht dabei ihr gespeichertes Glykogen. Bei der PAS-Färbung des seziierten Muskels, werden nur die glykogenhaltigen Muskelfasern gefärbt. Die stimulierte MU bleibt jedoch farblos (Edstrom und Kugelberg 1968). Mit dieser Methode konnte am M. masseter des Schweins nachgewiesen werden, dass die neurale Organisation schon von Geburt an besteht und sich die angepassten Aktivierungsmuster erst im Laufe des Lebens entwickeln. Die Gebiete der MUs des M. masseter beschränkten sich in dieser Studie auf begrenzte Bereiche im Muskel, die nicht mehr als 5-10 % des Muskelvolumens ausmachten (Herring et al. 1991). Wobei bei dieser Methode nicht ausgeschlossen werden konnte, dass mehrere Axone und dadurch mehrere MUs stimuliert wurden. Die gleiche Studie befasste sich auch mit der heterogenen Aktivierbarkeit des M. masseter am Minischwein. Durch Nadel-EMG und

Sektion des Muskels konnte nachgewiesen werden, dass sich die Aktivität in verschiedenen Bereichen des Muskels bei unterschiedlichen Kauphasen ändert. Diese Bereiche hatten zudem unterschiedliche Muskelfaser- und Sarkomerlängen (Herring et al. 1991). Die Gebiete der MUs, deren heterogene Aktivierbarkeit, sowie histologische Eigenschaften wurden durch die Glykogen-Depletion-Methode auch am Hasen untersucht. Es konnte nachgewiesen werden, dass die Querschnittsfläche von MUs beim Hasen mit durchschnittlich  $7,9 \text{ mm}^2$  sehr klein ist (Weijs et al. 1993). Eine andere Studie konnte durch diese Methode die unterschiedliche Aktivierung von verschiedenen Regionen des M. masseter beim Hasen nachweisen (Kwa et al. 1995).

Beim menschlichen M. masseter wurde die elektrophysiologische Querschnittsfläche von MUs mit Hilfe der Scanning-EMG bestimmt (Stålberg und Antoni 1980). Bei fünf untersuchten Muskeln betrug die durchschnittliche medio-laterale Länge  $3,7 \pm 0,6 \text{ mm}$  (Stålberg und Eriksson 1987). Des Weiteren wurde eine Kartierungsmethode für MUs (engl.: motor unit mapping technique) des M. masseter entwickelt (McMillan und Hannam 1991). Bei dieser Technik wurden zwei monopolare Nadelelektroden mit einem Abstand von 15 bis 20 mm in den Muskel eingebracht. Der Proband aktivierte unter Zuhilfenahme von Feedback-Techniken einzelne MUs. Jede synchrone Aktivität der beiden Nadeln wurde in einem Oszilloskop angezeigt. Man ging davon aus, dass diese Aktivität von der gleichen MU stammte. Wurde keine Synchronaktivität auf der zweiten Nadel gefunden, wurde diese näher an die Triggernadel heran platziert. Der Abstand, bei dem beide Nadeln gerade noch synchrone Aktivität messen konnten, entsprach der Breite dieser MU. Durch ein spezielles Referenzgitter in Kombination mit Magnetresonanztomographie (MRT) konnte die Tiefe der monopolen Nadeln sowie deren Position im Muskel stereotaktisch ermittelt werden. So konnte das Gebiet von 32 MUs in 3 Richtungsachsen bestimmt werden. Durch diese Kartierungsmethode wurden die in Abschnitt 2.1.4 beschriebenen Ergebnisse für das Territorium einer MU erzielt (McMillan und Hannam 1991). Die Anzahl der Insertionsstellen für die intramuskulären Elektroden stellt eine Limitation dieser Technik dar. So kann es nicht möglich sein, die genauen Grenzen der MUs zu bestimmen. In einer weiteren Studie konnte diese Forschungsgruppe das aufgabenspezifische Verhalten von MUs in acht Regionen des M. masseter ermitteln (McMillan und Hannam 1992).

Durch eine abgewandelte Form der Scanning-EMG wurde die Lokalisation der MUs des M. masseter in Bezug auf die Sehnenspiegel dargestellt (Tonndorf und Hannam 1994). Eine monopolare Nadel wurde hierbei langsam manuell in medio-lateraler Richtung durch das Gebiet einer aktiven MU gezogen. Mittels Referenzgestell und MRT konnte die Lage im Muskel und in Bezug auf die Sehnenspiegel bestimmt werden. Dabei lagen die meisten MUs zwischen den Sehnenspiegeln und nur etwa 10 % der MUs breiteten sich über diese Grenzen hinweg aus (Tonndorf und Hannam 1994).

## 1.2 Zielsetzung

Mittels HD-sEMG ist es grundsätzlich möglich, einzelne MUs non-invasiv zu untersuchen und zu charakterisieren. Der Verzicht auf ein invasives Vorgehen ist vor allen bei der Untersuchung von Kindern und bei Bewegungs- und Verlaufsstudien von Vorteil. Die Anzahl der Elektroden kann durch die verbesserte Informations- und Elektrotechnologie stark gesteigert werden, was die Möglichkeit bietet, einen gesamten Muskel untersuchen zu können und die Signaldekomposition zu verbessern. Durch geeignete Dekompositionsmethoden (Kleine BU et al. 2007; Holobar und Zazula 2007) kann es möglich sein, ein Triggersignal direkt aus dem Oberflächensignal zu gewinnen. Somit kann längerfristig angestrebt werden, bei der Oberflächen-EMG gänzlich auf die Kombination mit intramuskulären Elektroden zu verzichten (Roeleveld et al. 1997b). Derzeit ist jedoch nicht bekannt, wie sich die MUs des M. masseter auf der Hautoberfläche präsentieren und wie ihr Oberflächenprofil mit ihrer Tiefe und Größe zusammenhängt. Bei dieser Studie sollen die Amplitudenprofile der MUs des M. masseter in der Tiefe sowie auf der Hautoberfläche untersucht und diese durch den Vergleich ihrer Tiefen und Größen charakterisiert werden. Dazu soll die Tiefe und Größe der MUs mittels eines modifizierten Scanning-EMGs bestimmt werden. Die Isolation einzelner MUs aus dem Interferenzsignal des Scanning-EMG-Signals sowie des Oberflächen-EMG-Signals in Bezug auf je zwei bipolare Trigger-Elektroden in zwei unterschiedlichen Tiefen soll mit Hilfe der STA-Methode realisiert werden. Als Grundlage für die Studie muss ein spezielles hochdichtes Oberflächen-EMG-Elektrodengitter für den M. masseter entwickelt werden, um die Topographie der MUs auf der gesamten Muskeloberfläche untersuchen zu können. Durch die vorliegende Studie soll zudem evaluiert werden, ob die allein durch die HD-sEMG gemessenen MUs als repräsentativ für alle MUs des M. masseter sein können.

## **2 Material und Methode**

### **2.1 Probanden**

Bei der vorliegenden Studie wurde der rechte M. masseter von 10 gesunden Probanden (6 männlich, 4 weiblich) untersucht. Die Personen waren zwischen 23 und 28 Jahre alt, wobei der Durchschnitt bei 25 Jahren lag. Keiner der Probanden zeigte Symptome einer craniomandibulären Dysfunktion oder berichtete über solche in der Vergangenheit. Den Probanden wurde der Versuchsablauf und deren Aufgaben erklärt. Alle Probanden waren im Rahmen von vorhergehenden Studien darauf trainiert, gewisse Kraftvektoren mit definierter Höhe und Richtung mittels Kraftfeedback einzustellen und niedrige Kräfte über eine gewisse Zeit konstant zu halten. Ein Ethikantrag zu dieser Studie (Nr. S-213/2008) wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät Heidelberg genehmigt.

### **2.2 Überblick über den Versuchsaufbau und die eingesetzten Methoden**

Zur Untersuchung der MUs am M. masseter wurde die HD-sEMG mit einer modifizierten Scanning-EMG-Technik kombiniert. Dazu wurde ein spezielles Multi-Elektrodenraster auf der rechten Wange über dem Muskel entsprechend definierter Positionierungsrichtlinien aufgeklebt. Im Bereich des Muskelbauchs wurden zwei bipolare Drahtelektrodenpaare parallel in unterschiedlicher Tiefe eingebracht. Zusätzlich wurde zwischen den beiden Drahtelektrodenpaaren, ebenfalls parallel, eine monopolare Scanning-Nadel bis auf Knochenkontakt in den Muskel eingebracht. Durch einen speziellen intraoralen Kraftsensor konnte den Probanden ein visuelles Feedback über die erzeugte Krafthöhe und -richtung gegeben werden. Bei konstanter Kraft wurde die Scanning-Nadel mit Hilfe eines Schrittmotors in 50µm Schritten dreimal pro Sekunde in medio-lateraler Richtung aus dem Muskel gezogen und dabei die aktiven MUs gemessen. Bei jedem Probanden wurde die Messung einmal zentral im Muskelbauch und ein zweites Mal ca. 1cm vertikal darunter durchgeführt.

### **2.3 Messung der Dicke des Muskels, der subkutanen Fettschicht und der Haut**

Im Vorfeld des Versuchs wurden bei jedem Probanden Ultraschallaufnahmen des M. masseter durchgeführt, um die Dicke der subkutanen Fettschicht sowie der Haut messen zu können. Dazu wurde das Ultraschallgerät ACUSON X 300 mit dem Schallkopf VF10-5 (Fa. Siemens, München) benutzt. Die Aufnahmen wurden als B-Scan mit einer 2D-

Frequenz von 8,0 MHz gemacht. Dabei wurde die Dicke des Muskels und die Dicke der Haut einschließlich der subkutanen Fettschicht bei ruhendem Muskel und bei angespanntem Muskel am Muskelbauch sowie ca. 1cm kaudal davon gemessen. Die Ergebnisse der Ultraschallmessungen sind in Tab. 1 und Tab. 2 angegeben.

Tabelle 1: Durch Ultraschall gemessene Minimal-,Maximal- und Durchschnittswerte sowie die Standardabweichung der Gesamtdicke des Weichgewebes vom Unterkieferknochen bis zur Hautoberfläche. Die Messungen wurden bei allen 10 Probanden jeweils in Ruhe und bei Anspannung am Muskelbauch und 1 cm kaudal davon durchgeführt.

Weichgewebedicke in mm		
	in Ruhe	bei Anspannung
Am Muskelbauch:		
minimal	15,4	15,8
maximal	20,6	22,8
Durchschnitt	18,9	20,1
Standardabweichung	1,6	2,0
ca. 1cm kaudal davon:		
minimal	11,1	13,5
maximal	17,0	20,6
Durchschnitt	14,2	17,5
Standardabweichung	1,6	2,0

Tabelle 2: Durch Ultraschall gemessene Minimal-,Maximal- und Durchschnittswerte sowie die Standardabweichung der Dicke der Haut einschließlich der subkutanen Fettschicht. Die Messungen wurden bei allen 10 Probanden jeweils in Ruhe und bei Anspannung am Muskelbauch und 1 cm kaudal davon durchgeführt.

Dicke von subkutanem Fett und Haut in mm		
	in Ruhe	bei Anspannung
Muskelbauch:		
minimal	3,9	2,0
maximal	7,7	5,9
Durchschnitt	4,9	3,9
Standardabweichung	1,0	1,1
ca. 1cm kaudal davon:		
minimal	2,9	1,8
maximal	4,5	3,8
Durchschnitt	3,6	2,7
Standardabweichung	0,5	0,6

Aus den Ergebnissen der Ultraschallaufnahmen bei Ruhe und bei Anspannung wurde für jeden Probanden der Abstand des Muskels von der Oberfläche gemittelt und daraufhin

individuelle Positionierungsrichtlinien für die oberflächlichen Drahtelektroden derart definiert, dass diese letztendlich 3 mm tief im Muskelgewebe platziert waren.

## 2.4 Oberflächen EMG

### 2.4.1 HDs-Elektrodengitter und Klebtechnik

Für die Untersuchung am Masseter wurde ein spezielles Elektrodengitter entworfen. Dafür wurde in einer Pilotstudie an 18 gesunden Probanden im Alter von 14 bis 55 Jahren (8 männlich, 10 weiblich) die durchschnittliche Ausdehnung (d. h. Länge, Breite und Form) des M. masseter ermittelt (Tab. 3).

Tabelle 3: Alter der 18 Probanden sowie Durchschnitts-, Maximal- und Minimalwerte sowie Standardabweichung der Größe des Musculus masseter.

	Durchschnitt	maximal	minimal	Standardabweichung
Probandenalter (Jahre)	33,72	55	14	11,9
Länge (mm)	64,72	71	57	4,19
Breite (mm)	41,67	49	35	11,86

Das Layout des neuen Multi-Elektrodengitters wurde aufgrund der durchschnittlichen Massetergröße und -form so gestaltet, dass 256 Elektroden gleichmäßig auf dem gesamten M. masseter verteilt wurden. Als IED wurden 3 mm in beiden Dimensionen ausgewählt. Diese Wahl basierte auf der räumlichen Version des Nyquist-Kriteriums (Blok et al. 2002), der Zahl an zur Verfügung stehenden Elektrodenkanälen und der zu bedeckenden Fläche. Layout und Design des Elektrodengitters erfolgten in Kooperation mit der Fa. Digiraster Tetzner GmbH, Stuttgart. Der Herstellungsprozess entspricht prinzipiell dem einer flexiblen Leiterplatte (sog. Flexprint). Die Elektroden und Leiterbahnen wurden chemisch geätzt und elektrochemisch auf ein hoch flexibles Trägermaterial (Polyimid®, 50µm dünn) aufgebracht (Lapatki et al. 2004). Die Einzelelektroden besitzen eine kreisrunde Form mit einem Durchmesser von 1 mm und überragen die Polyimid®-Folie um 300µm. Sie bestehen aus einem mit reinem Silber (99,9%) überzogenen Kupferkern. Das Elektrodengitter weist zusätzlich ein regelmäßiges Muster von Perforationen mit einem Durchmesser von 1 mm auf, die zwischen je 4 Elektroden zentriert sind (Abb. 20).

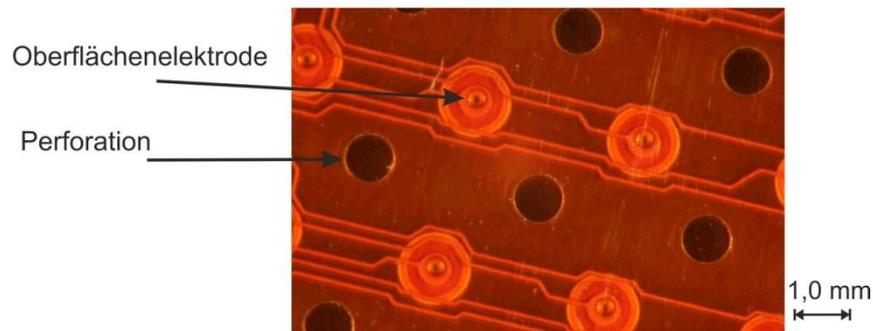


Abbildung 20: Makro-Fotographie der Oberflächenelektroden des Elektrodengitters. Man erkennt zudem das Perforationsmuster.

Da Elektroden mit einer Silberchlorid-Oberfläche die niedrigste Störsignalrate aufweisen (Merletti et al. 2009), wurden die Elektroden vor den Messungen mit einem Glasfaserstift aufgeraut und in einem NaCl-Bad mit 0,3 mV für 10 min chloriert. Die Eigenschaften des Elektrodengitters entsprechen denen eines zuvor für die faciale Muskulatur entwickelten HD-sEMG-Elektrodengitters (Lapatki et al. 2004). Die elektrische Verbindung der Elektroden besteht aus 80µm breiten Leiterbahnen die sich von jeweils 12-13 Elektroden zu einem ca. 2,5 mm breiten Leiterbündel vereinen. Insgesamt besitzt das Elektrodengitter jeweils 10 Leiterbündel oben und unten (Abb. 21).

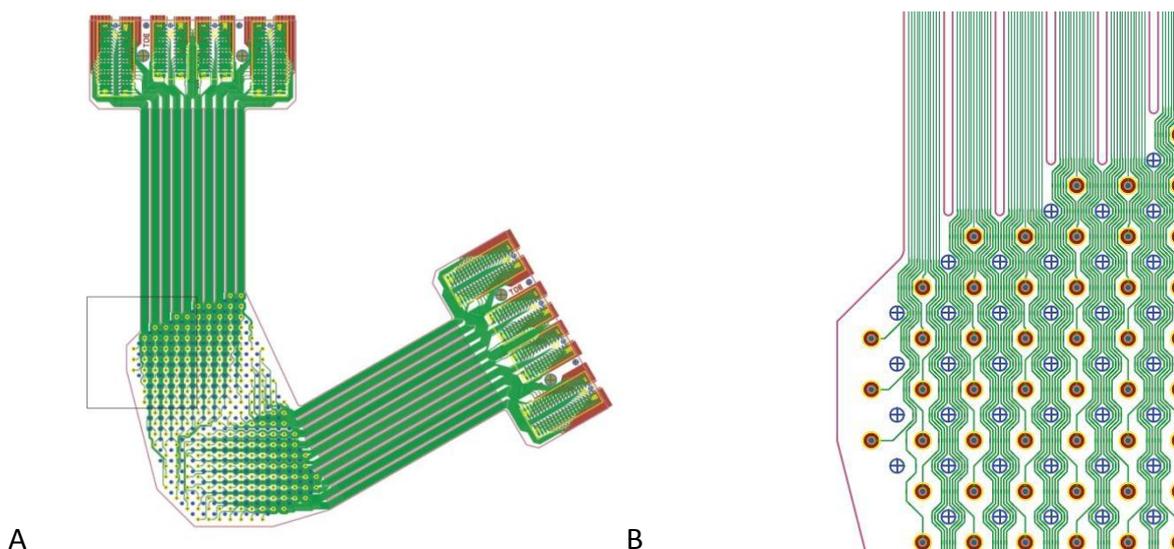


Abbildung 21: Design des hochdichten Oberflächen-Elektromyographie(EMG)-Gitters. A: gesamtes Elektrodengitter, B: Detailausschnitt aus A: Elektroden (rot), Perforationen (blau), Leiterbahnen (grün), Außenbegrenzung (violett).

#### 2.4.2 Positionierung des Oberflächen-Elektrodengitters

Für die standardisierte Positionierung des Elektrodengitters wurden spezielle Richtlinien festgelegt und an 10 Probanden validiert. Um die Lage des Elektrodengitters im Bezug auf seine Position im Gesicht dokumentieren und auswerten zu können, wurden folgende Hilfsperforationen, Linien und Punkte des Elektrodengitters definiert, von denen aus nach den EMG-Messungen der Abstand zu definierten anatomischen Strukturen gemessen wurde (siehe Abb. 22):

- Hilfsperforationen im Randbereich des Elektrodenarrays, beziffert von 1 bis 8
- Linie 1: lange diagonale Elektrodenreihe ausgehend von der dorso-kaudalsten Elektrode des Elektrodengitters
- Linie 2: entspricht der kaudalsten Elektrodenreihe
- Messpunkt 1: Schnittpunkt der Verbindung von Perforation 1 und Perforation 2 mit Linie 1

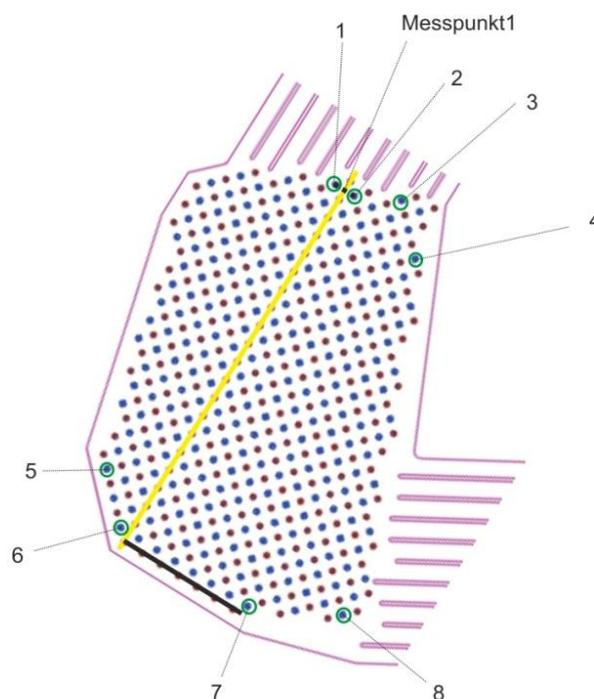


Abbildung 22: Schematische Darstellung des Elektrodengitters mit den festgelegten Referenzlinien und -punkten.  
Violett: Elektrodengitterbegrenzung  
Blau: Hilfsperforationen  
Rot: Elektroden  
Grün: Perforationen für die Messpunkte 1-8  
Gelb: Linie1  
Schwarz: Linie2

Folgende anatomische, reproduzierbare Strukturen wurden hierbei festgelegt (Abb. 23):

- Unterrand der mandibula: Die tastbare Unterkante des Unterkieferkörpers wurde mit Hilfe eines Hautmarkierungsstiftes und eines Holzspatels als Linie auf der Haut angezeichnet.
- Hinterrand des Ramus mandibulae: An den Hinterrand des Ramus mandibulae wurde ebenfalls ein Holzspatel angelegt und der Verlauf als Linie auf der Haut angezeichnet.
- Konstruktion des Kieferwinkels: Durch Verlängerung der beiden Linien nach dorsal bzw. kaudal ergibt sich als Schnittpunkt der konstruierte Punkt des Kieferwinkels.
- Äußerer Rand der knöchernen Orbita auf Höhe des Augenwinkels.
- Verbindung von Kieferwinkel zum äußeren Rand der Orbita
- Unterrand des Jochbogens mit folgenden Punkten:
  - Vorderrand des Os zygomaticum
  - Anterior-kaudalster Punkt Os zygomaticum
- Hinterrand des M. masseter
- Vorderrand des M. masseter
- Muskelbauch des M. masseter: Schnittpunkt der Verbindungslinie zwischen dorsokranielster Punkt des M. masseter mit ventrokaudalsten Punkt des Muskels mit einer Parallelen zur diagonalen Verbindungslinie zwischen Kieferwinkel und äußerer Orbitalrand, die durch die höchste Erhebung des Muskels bei Kontraktion führt.

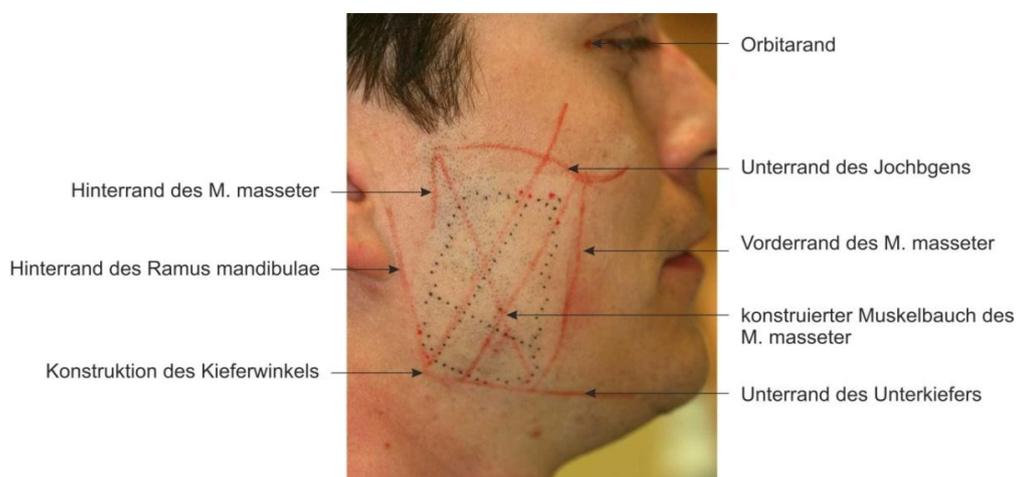


Abbildung 23: Rechte Gesichtshälfte eines Probanden mit den angezeichneten anatomischen Strukturen (rot). Einige Perforationen des Elektrodengitters wurden schwarz markiert.

Die Elektrode wurde mittels einer 100µm dünnen doppelseitigen Klebefolie auf der Haut befestigt (1522 Medical double coated tape, 3M, St. Paul, MN, USA). Diese Folie hat die gleiche Grundform wie das Elektrodengitter und weist zwischen den Perforationen für die Einzelelektroden zusätzliche Hilfsperforationen zur exakten Elektrodenpositionierung auf der Klebefolie auf (Lapatki et al. 2004). Die Klebefolie wurde so platziert, dass die markierte diagonale Elektrodenreihe (Linie 1) auf der Verbindungslinie Kieferwinkel-Augenwinkel zu liegen kam. Die untere quere Elektrodenreihe (Linie 2) lag dann annähernd auf dem Unterkieferrand. Wenn dies aus anatomischen Gründen nicht möglich war, dann wurde diejenige Einzelelektrode, die am weitesten kaudal liegt (= Elektrode links neben Perforation 7) auf dem UK-Rand platziert. Um den Elektroden-Haut-Widerstand zu reduzieren, wurde auf der noch klebenden Papierfolie eine dünne Schicht Elektrodencreme (Elektrodencreme, Marquette-Hellige, Freiburg) aufgetragen. Dabei musste sichergestellt sein, dass in jeder Elektrodenaussparung eine ausreichende Menge an Creme vorhanden war, jedoch kein Überschuss bestand (dieser würde sonst zu einem Kurzschluss zwischen zwei Elektroden führen). Deshalb wurde überschüssige Creme mit einer Watterolle abgestreift. Anschließend wurde die oberste Papier-Folie der doppelseitigen Klebefolie vorsichtig entfernt, sodass nur noch die transparente Klebefolie auf der Haut über dem Muskel lag. Durch dieses Vorgehen konnte sichergestellt werden, dass sich nur in den Aussparungen für die Elektroden die Elektrodencreme befand und nicht auf der äußeren Klebefläche der Klebefolie (Lapatki et al. 2004). Anschließend wurde das Oberflächenelektrodengitter exakt auf der Klebefolie adaptiert und die entsprechenden Kabel angeschlossen.

Diese Kabel wurden nun an einem Kopfgestell befestigt, um keine Scherkräfte auf die Haut auszuüben. Dafür wurde das Gestell eines Axiographen (SAM® Präzisionstechnik GmbH, Gauting bei München) modifiziert. An diesem konnten die Anschlusskabel für die EMG-Messungen, der Schrittmotor des Scanning-EMG und ein entsprechendes Ausgleichgewicht am Kopf der Probanden befestigt werden, ohne die Kopfbewegung signifikant zu beeinträchtigen.

## 2.5 Oberflächen-EMG-Signalaufzeichnung

Die hochdichte Oberflächen-EMG wurde mit einem 264-Kanal DC-Verstärker (ActiveTwo, Biosemi, Niederlande) akquiriert, mit einem Tiefpassfilter von 800Hz belegt und mit 24 Bits pro Sample abgetastet. Dabei betrug die Abtastrate 4096 Samples pro Sekunde mit einer Auflösung von 31.25nV pro Bit. Die Daten wurden mit einer vorher speziell entwickelten HD-Oberflächen-EMG-Software (MyoDaq) (Blok et al. 2002) aufgenommen um die Signale auf einem Bildschirm darzustellen und sie auf einer lokalen Festplatte zu speichern. Somit konnten die Daten später ausgewertet werden.

## 2.6 Kraftmessung und -feedback

Für jeden Probanden wurden spezielle Metallschienen jeweils für den OK und UK angefertigt, an denen ein intraoraler Kraftmesssensor befestigt wurde (Abb. 24A). Die Bissöffnung betrug 5 mm. An der Unterkieferschiene wurde eine Kontaktplatte parallel zur Okklusionsebene in der Region der zweiten Prämolaren oder ersten Molaren befestigt. Ebenfalls parallel zur Okklusionsebene wurde an der Oberkieferschiene eine Basisplatte befestigt, welche mit einem Stützstift versehen war. Durch Aufzeichnungen des sog. Gothicen Bogens wurde die zentrische Unterkieferposition des Probanden auf der Kontaktplatte definiert und mit einer Körnung markiert. Der Stützstift befand sich über diesen Kontakt in lockerer Verbindung zur Unterkieferschiene, wobei keine Drehmomente zwischen OK und UK übertragen wurden. Die Apparatur war für die Registrierung der Höhe und Richtung der intermaxillären Kräfte relativ zur Okklusionsebene in zentrischer Unterkieferposition konzipiert und war mit vier an den Seiten des Stützstiftes befestigten Dehnmessstreifen (3/120 LY 11; Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt) sowie einem Dehnmessstreifen (6/120 LY 11; Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt) auf der Kontaktplatte direkt unter dem Stützstift ausgestattet. Der Kraftwandler erlaubt die Messung von Kräften in drei zueinander senkrechten Richtungen (anterior-posterior = x-Achse; links-rechts = y-Achse; vertikal = z-Achse). Die Signale der Dehnmessstreifen wurden durch einen Messverstärker (DMD 20A, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt) verstärkt, digitalisiert (Sampling rate: 1000 Hz) und letztlich auf einem Monitor als Kraftvektor dargestellt. Der Winkel  $\phi$  stellt den Winkel zwischen x-Achse und der Projektion des Kraftvektors auf die x, y-Fläche dar. Der Winkel  $\theta$  ist der Winkel des Kraftvektors zwischen der xy-Ebene und der z-Achse (Abb. 24B). Die Länge des dargestellten Vektors stellte den Winkel  $\theta$  dar und die Richtung den Winkel  $\phi$

(Abb. 25). Die Krafthöhe wurde an der Seite des Bildschirms als Balken mit Skala gezeigt (Schindler et al. 2005a).

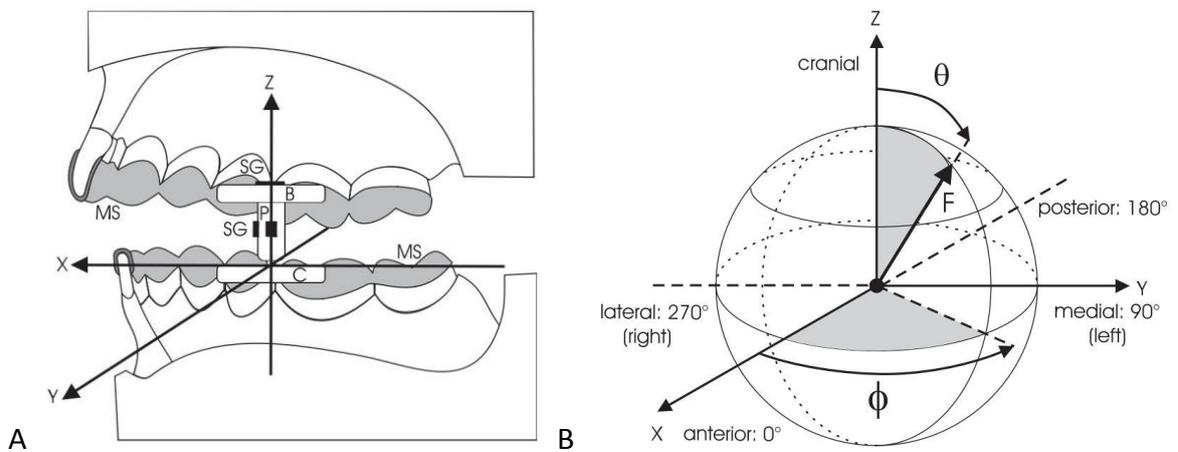


Abbildung 24. A: Schematische Darstellung der Metallschienen (MS) mit dem Stützstift und den dort angebrachten Dehnungsmessstreifen (SG). X, Y, und Z stellen die Achsen des dreidimensionalen Koordinatensystems. B: Darstellung des dreidimensionalen Kraftvektors (F) mit den Winkeln  $\phi$  und  $\theta$  (with permission from Schindler HJ, Rues S, Türp JC, Schweizerhof K, Lenz J. Activity patterns of the masticatory muscles during feedback-controlled simulated clenching activities. ©Eur J Oral Sci 2005; 113: 469–478, John Wiley and Sons)

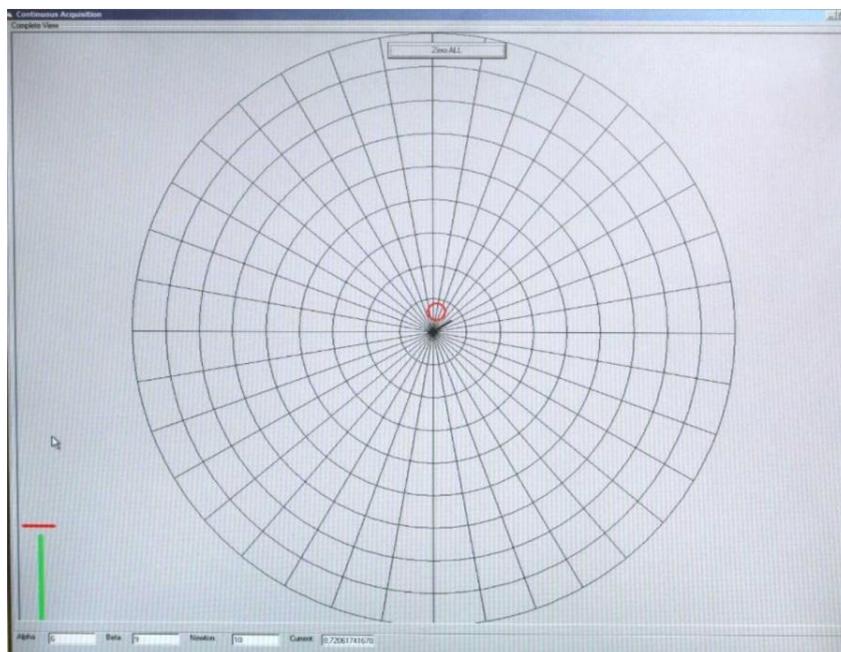


Abbildung 25: Screenshot des dem Probanden zur Verfügung gestellten Kraftfeedbacks. Roter Kreis: Zielgebiet des Vektors (schwarz), grüner Balken: Darstellung der Krafthöhe, rote Linie: Zielgröße der Kraft.

## 2.7 Intramuskuläres EMG

### 2.7.1 Intramuskuläre Drahtelektroden

Zur intramuskulären Messung der MUAPs der aktiven MUs wurden zwei Paare von bipolaren Drahtelektroden in den Muskel eingebracht. Diese wurden aus teflonbeschichtetem Edelstahldraht (stainless steel 316 LVM TF natural; size: 76 $\mu$ m; California Fine Wire Company, Grover Beach, CA, USA) hergestellt. Die Drähte wurden in eine Dentalnadel (0,4 x 42 mm) eingeführt, an den Enden ca. 1,5 mm abisoliert und ca. 4 mm umgebogen. Der Abstand der Drahtspitzen betrug ca. 3 mm (Abb. 26).

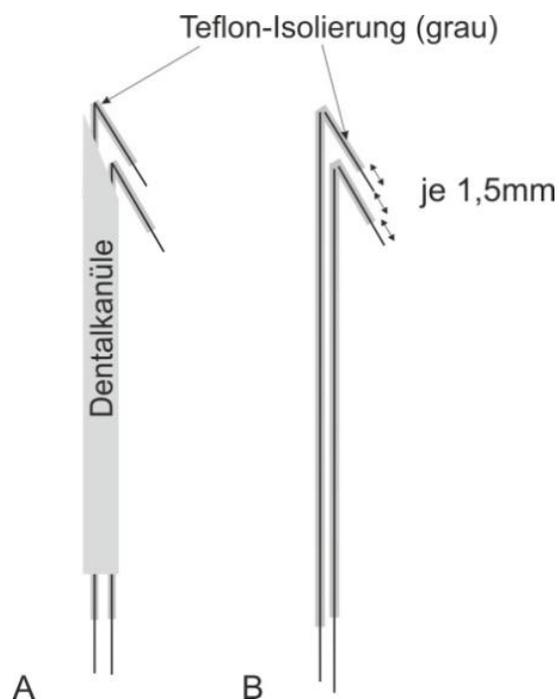


Abbildung 26. A: Schematische Darstellung der Feindrahtelektroden mit Teflon-Isolierung (grau) in Dentalkanüle. B: Die Enden sind je 1,5 mm abisoliert und haben einen Abstand von 3 mm. Beide Drähte sind an der Kanüle umgebogen.

Die erste Scanning-EMG-Messung sollte exakt an der Position des Muskelbauchs durchgeführt werden. Dazu wurde der Muskelbauch wie oben beschrieben durch Palpation definiert und auf dem Elektrodengitter eingezeichnet. Damit die Drahtelektroden sowie die Scanning-Nadel exakt parallel gestochen werden konnten, wurde eine spezielle Parallelisierungsschiene am Kopfgestell befestigt (Abb. 27A). Das erste Drahtelektrodenpaar wurde daraufhin in die Perforation leicht dorso-kaudal des Zentrums des palperten Muskelbauchs durch eine Perforation im Elektrodengitter in die oberflächliche Muskelregion platziert. Durch die vorangegangenen Messung der Dicke der

Haut inklusive der subkutanen Fettschicht mittels Ultraschall konnte berechnet werden, wie tief die Elektrode in die Haut eingestochen werden musste, um letztendlich mit ihrer Spitze in einer Tiefe im Muskel von ca. 3 mm zu liegen. Die jeweiligen (individuellen) Einstechtiefen der Drahtelektroden wurden gemessen und dokumentiert (Tab. 4). Das zweite Elektrodenpaar wurde anschließend ca. 4 mm kranio-ventral des Zentrums des Muskelbauchs durch eine entsprechend lokalisierte Perforation des Elektrodengitters parallel zum ersten appliziert (Abb. 27B). Das zweite Elektrodenpaar wurde bis auf Knochenkontakt in den Muskel eingestochen und dessen Eindringtiefe wiederum dokumentiert. Auch die genaue Position der Drahtelektroden in Bezug zum Oberflächenelektrodengitter wurde notiert, um später eine topographische Beziehung zu den Oberflächen-EMG-Daten herstellen zu können (Abb. 28A).

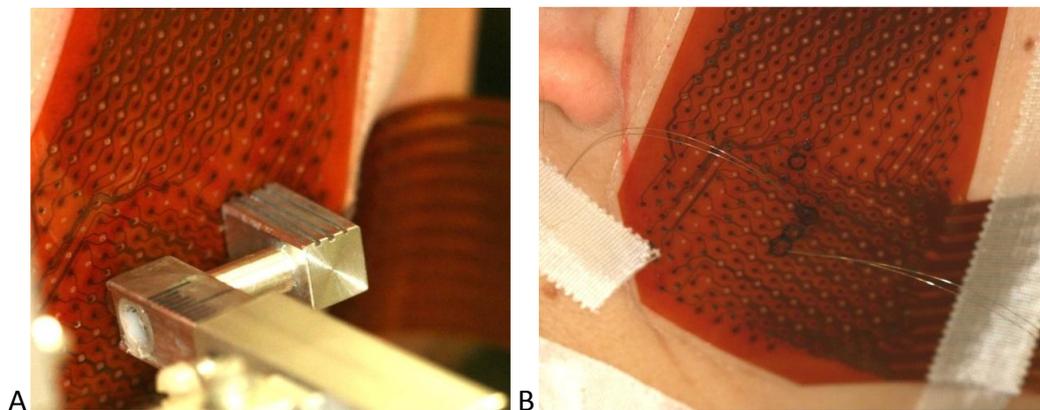


Abbildung 27. A: Parallelsierungsschiene zum Einbringen der intramuskulären Elektroden. B: beide Drahtelektroden in situ.

Tabelle 4: Minimal-, Maximal- und Mittelwerte sowie Standardabweichung der Tiefenmessung der Drahtelektrodenpaare. Obere Tabelle für das oberflächliche Drahtelektrodenpaar und untere Tabelle für das tiefe Drahtelektrodenpaar. Die Werte der linken Spalte geben die Tiefe der Elektrodenenden im Muskel an. Die rechte Spalte gibt an wie tief die Dentalkanüle in das Gewebe eingestochen wurde.

	Tiefe der oberflächlichen Elektrode im Muskel in mm	von Oberfläche aus gemessen in mm
Minimum	1,5	10,0
Maximum	5,0	14,0
Mittelwert	3,1	11,5
Standardabweichung	0,9	1,1

	Tiefe der tiefen Elektrode im Muskel in mm	von Oberfläche aus gemessen in mm
Minimum	6,0	14,0
Maximum	16,0	25,0
Mittelwert	12,1	20,5
Standardabweichung	2,7	2,7

### 2.7.2 Scanning-EMG

Als Scanning-Nadel diente eine monopolare Nadelelektrode (Neuroline® Monopolare Nadelelektrode 38x 0,36 mm, Messfläche 0,24 mm<sup>2</sup>, Ambu GmbH Bad Nauheim) die ebenfalls mit Hilfe der Parallelisierungsschiene bis auf Knochenkontakt zentral im Muskelbauch des M. masseter platziert wurde. Die Scanning-Nadel lag somit in einer Perforation des Oberflächenelektrodenrasters zwischen den beiden Perforationen, durch welche die beiden als Triggerelektroden dienenden bipolaren Drahtelektroden appliziert wurden. Der Abstand zwischen den Perforationen bzw. Einstichstellen betrug jeweils 3 mm (siehe Abb. 28A).

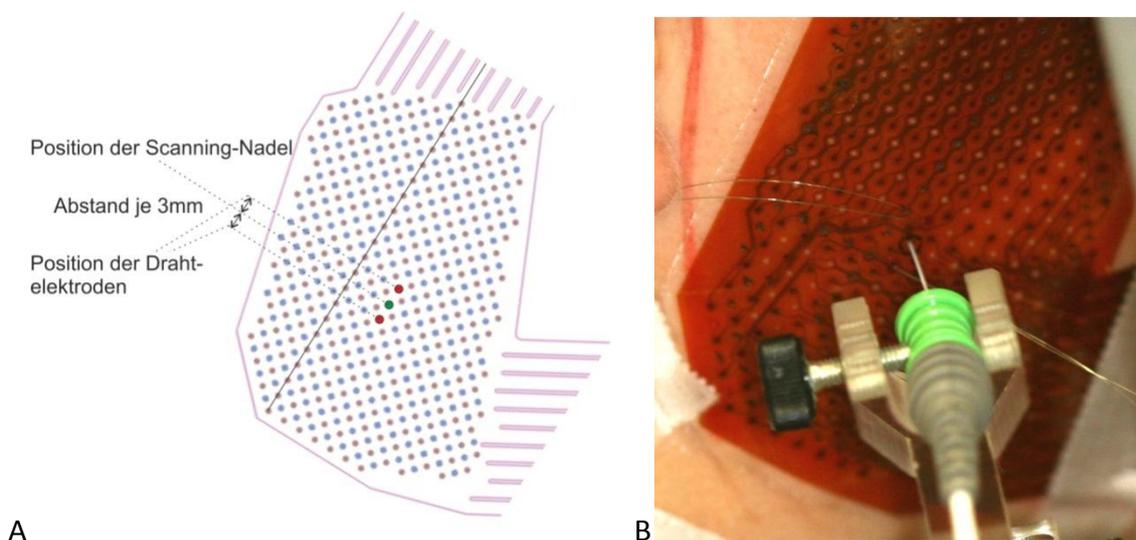


Abbildung 28. A: Skizze des Elektrodengitters mit den Positionen der Drahtelektroden (rot) und der Scanning-Nadel (grün) im Abstand von je 3mm zueinander. B: Die Scanning-Nadel in situ. Der Schrittmotor ist an der monopolaren Nadel befestigt.

Die monopolare Scanning-Nadel wurde an einen Schrittmotor befestigt (siehe Abb. 28B und Abb. 29). Um das Gewicht des Schrittmotors auszugleichen wurde an der gegenüberliegenden Seite des Kopfgestells ein entsprechendes Gegengewicht angebracht. Durch den Schrittmotor wurde die Nadel während der Messung in kleinen Schritten (3 Schritte von je 50µm pro Sekunde) in mediolateraler Richtung durch den Muskel bewegt.

Die Intramuskulären-EMG Messungen wurden mit einem EMG-Messgerät zur klinischen EMG-Diagnostik durchgeführt (Dantec Keypoint®, Natus Medical, San Carlos, Kalifornien, USA). Das Signal wurde mit einer Bandbreite von 20 Hz bis 10kHz gefiltert und mit einer

Abtastrate von 20 kHz digitalisiert. In einem ersten Kanal wurde das Signal der Scanning-Nadel aufgenommen. In zwei weiteren Kanälen wurden die Signale der zwei intramuskulären Feindrahtelektrodenpaare registriert. Ein vierter Kanal diente der Synchronisation der intramuskulären EMG-Messungen mit den Oberflächen-EMG-Messungen. Dies geschah dadurch, dass jedes Mal, wenn sich die Scanning-Nadel um einen Schritt bewegte, ein Triggersignal an beide Messverstärkersysteme gesandt wurde. Die gemessenen Daten wurden zur späteren Auswertung auf einer lokalen Festplatte gespeichert.

Für die Scanning-EMG-Messung sollten die Probanden vorher ohne visuelles Feedback diejenige Krafrichtung finden, die sie als angenehm und dauerhaft haltbar empfanden. Das Kraftniveau für den Scanning-Versuch wurde bestimmt, indem die Untersucher die Signale der intramuskulären Drahtelektroden betrachteten und dem Probanden mitteilten, ob er die Krafthöhe steigern, vermindern oder beibehalten sollte. Dies richtete sich nach dem Interferenzmuster der Signale. Dieses sollte MUAPs von mehreren MUs auf beiden Elektroden enthalten, jedoch nicht zu viele interferierende MUAPs, um es noch fehlerfrei dekomponieren zu können. Nachdem Krafrichtung und -höhe ermittelt wurden, wurde der Proband angewiesen, diesen Vektor auf dem Feedbackbildschirm während der gesamten Messung konstant zu halten. Nach durchschnittlich 100 Sekunden hatte die Nadel den Muskel verlassen. Was daran zu erkennen war, dass im Scanning-Nadel-Signal keine deutlich abgrenzbaren MUAPs mehr erkennbar waren.

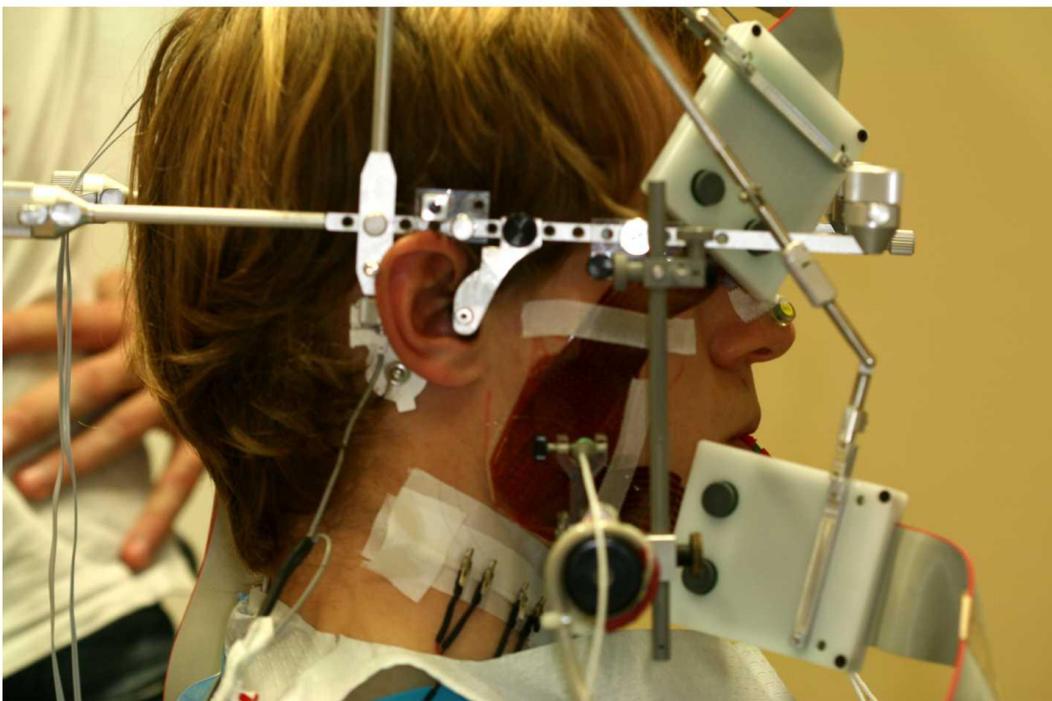
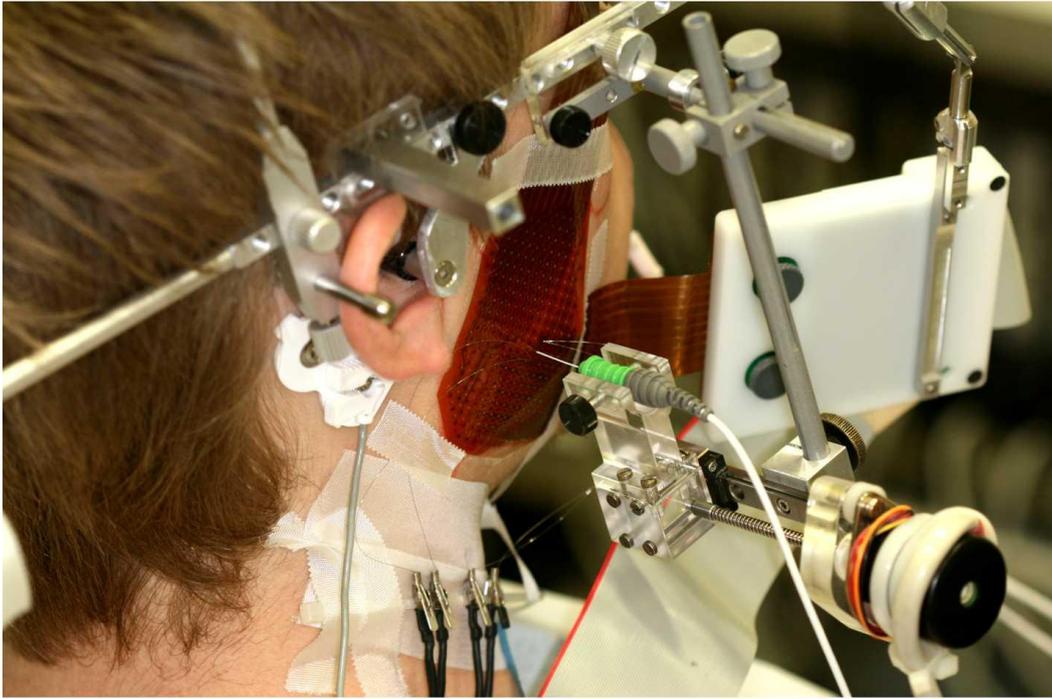


Abbildung 29: Vollständiger Versuchsaufbau. Im Bild oben (von dorsolateral) erkennt man die monopolare Scanning-Nadel (grün), die am Schrittmotor befestigt ist. Das untere Bild zeigt den Versuchsaufbau von lateral.

Bei allen Probanden wurde ein zweiter Scandurchgang durchgeführt, und zwar 11 mm vertikal unterhalb der ersten Messstelle angewandt (Standardisiert: 2 Perforationen nach antero-kaudal und von dort aus 3 Perforationen nach dorso-kaudal) (siehe Abb. 30).

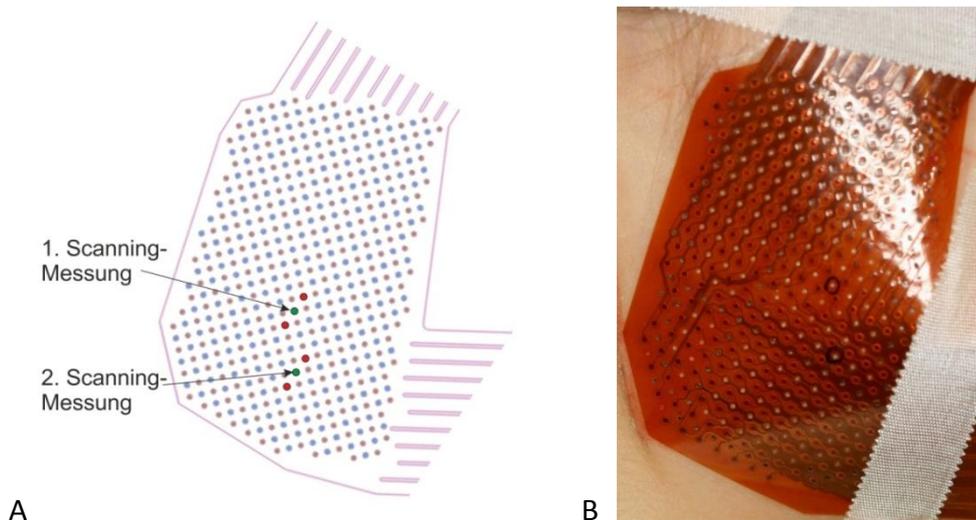


Abbildung 30. A: Skizze eines Ausschnitts des Elektrodengitters; grau = Elektroden; grün = Position der Scanning-Nadel; rot = Position der bipolaren Drahtelektrodenpaare. B: Oberflächenelektrodengitter mit Anzeichnungen für die beiden Scanning-Messstellen. Die erste Messung befand sich zentral über Muskelbauch, die zweite Messung ca. 1,1cm unterhalb der ersten Messung. Dies wurde standardisiert festgelegt: 2 Perforationen nach antero-kaudal und von dort aus 3 Perforationen nach kaudo-dorsal.

Die Perforationen des Elektrodengitters durch welche die Scanning-Nadel bei der 1. Messung am Muskelbauch gestochen wurde, beschränkten sich im gesamten Kollektiv auf acht verschiedene relativ zentral gelegene Perforationen, was einem Gebiet von 72 mm<sup>2</sup> entspricht (siehe Abb. 31).

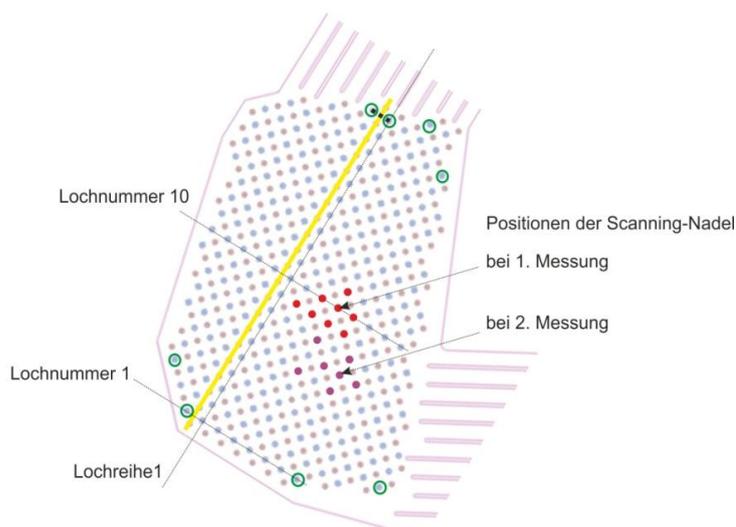


Abbildung 31: Schematische Darstellung des Oberflächengitters mit den Referenzpunkten (grün) und der -linie (gelb). Die Positionen der 1. Scanning-Messung am Muskelbauch sind rot, die Positionen der 2. Messung violett markiert. Die Gebiete sind in Bezug auf das Gitter sehr begrenzt und liegen deutlich im Aufnahmebereich der Oberflächenlektroden.

Nach den beiden Scans wurden alle Elektroden sowie der Kraftsensor entfernt, die Abstände zwischen den Referenzpunkten des Elektrodengitters und den anatomischen Referenzpunkten gemessen, und diese Aspekte durch Fotos dokumentiert. So konnte später die Lage des Elektrodengitters und damit die Position der Intramuskulären Elektroden genau nachvollzogen werden (Abb. 32).

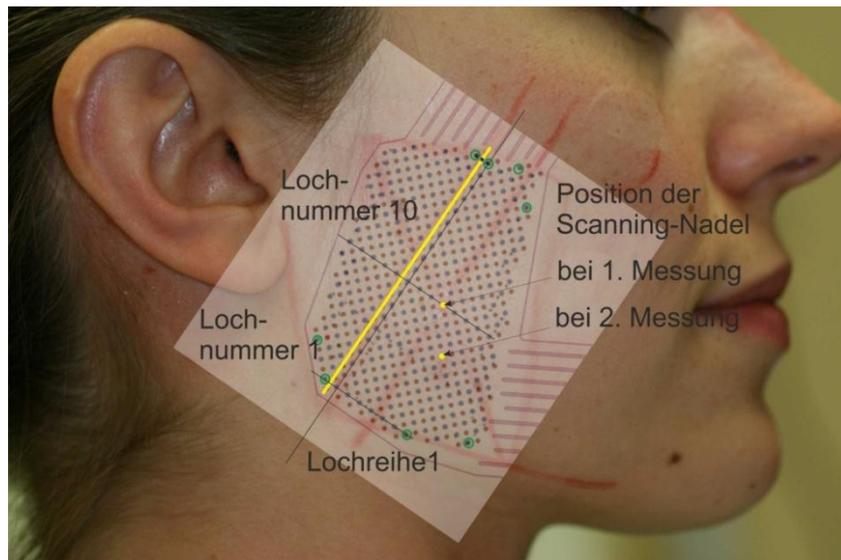


Abbildung 32: Rekonstruktion der Lage des Elektrodengitters mit den Positionen der Scanning-Nadel (gelbe Punkte). Die Perforationen durch welche die Scanning-Nadel gestochen wurde, wurden mittels Lochnummer und -reihe rastermäßig erfasst. Man erkennt unter dem Elektrodengitter die Anzeichnungen der Referenzlinien im Gesicht (rot). Genau unter der Position der 1. Scanning-Messung befindet sich die Markierung des Muskelbauchs.

## 2.8 Versuchsprotokoll

In der folgenden Auflistung ist das Vorgehen bei der Untersuchung der Probanden Schritt für Schritt genannt.

1. Aufklärung des Probanden über den Versuchsablauf
2. Entfettung der Hautoberfläche sowie Anzeichnung der anatomischen Referenzlinien und -punkte
3. Anbringen des HD-sEMG-Elektrodengitters mit Referenzelektroden
4. Anzeichnung der beiden Versuchsstellen auf dem Elektrodengitter
5. Einsetzen der Schienen mit Kraftsensor
6. Parallele Positionierung der bipolaren Drahtelektroden an der ersten Messstelle zentral über dem Muskelbauch. Überprüfen, ob die Elektroden ein gutes EMG-Signal liefern. Dokumentieren der Einstechtiefe
7. Einstechen der Scanning-Nadel ebenfalls parallel zu den Drahtelektroden bis Knochenkontakt. Befestigen der monopolaren Nadel am Schrittmotor
8. Erste Scanning-EMG Messung
9. Entfernung der Intramuskulären Elektroden
10. Positionierung der Drahtelektroden sowie der Scanning-Nadel an neuer Messstelle, 1,1cm vertikal unterhalb des Muskelbauchs. Überprüfen, ob die Drahtelektroden ein gutes EMG-Signal liefern. Befestigen der monopolaren Nadel am Schrittmotor
11. Zweite Scanning-EMG Messung
12. Entfernung aller intramuskulären Elektroden, sowie des HD-sEMG-Elektrodengitters
13. Messung der Abstände zwischen den Referenzpunkten auf dem Elektrodengitter und der Referenzpunkte im Gesicht.

## 2.9 Auswertung

### 2.9.1 Dekomposition und STA-Auswertung

Zur Zerlegung der intramuskulären EMG-Signale wurde das open-source Dekompositionsprogramm EMGLAB verwendet (McGill et al. 2005) (siehe Abb. 33). Nach einer ersten automatischen Dekomposition wurde jedes MUAP nachkontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Hierfür liefert das Dekompositionsprogramm für die erkannten MUs Vorschläge an Schablonen-Formen. Mit diesen wurde überprüft, ob jede MU nur zu einer einzigen Schablone gehört oder nicht. Gegebenenfalls wurden Schablonen zusammengefügt, und Schablonen, die das Programm z. B. aufgrund von Superpositionen fälschlicherweise erstellte und die deshalb zu keiner einzelnen MU gehörten, wurden gelöscht. Zudem wurde das Rohsignal nach weiteren MUs durchsucht, die mehrmals einzeln auftreten, d. h. nicht durch andere MUs überlagert wurden. Für diese MUs wurde, wenn nicht bereits vorhanden, eine passende Schablone erstellt. Anschließend wurden die Schablonen nach Amplitudengrößen und -profilen sortiert. Nun erfolgte eine Kontrolle der einzelnen Feuerereignisse, die durch das Programm erkannten worden sind. Dabei wurde zum einen auf eine gleichmäßige und physiologische Entladungsfrequenz geachtet. Zum anderen sollten die Schablonen der entsprechenden MUs möglichst genau auf die vorliegende Signalform passen. Der voraussichtliche Entladungszeitraum einer MU konnte durch das Programm berechnet werden. In diesem Bereich wurde nach dem entsprechenden MUAP gesucht und der passenden MU zugeordnet. Konnte dort keine Entladung dieser MU festgestellt werden musste das Signal auch außerhalb des entsprechenden Zeitraums nach einem MUAP durchsucht werden. Eine entsprechend passende Entladung wurde als Feuerereignis hinzugefügt. Somit konnten die durch eine leichte Änderung der Entladungsfrequenz hervorgerufenen Abweichungen korrekt analysiert werden. Die Schablonen-Formen erleichterten die Lösung von Superpositionen von mehreren MUs. Dabei wurde darauf geachtet, dass das endgültige Subtraktionssignal (= EMG Signal nach Abzug der MUAP-Schablonen) so wenige und niedrige Amplitudenausschläge wie möglich enthielt.

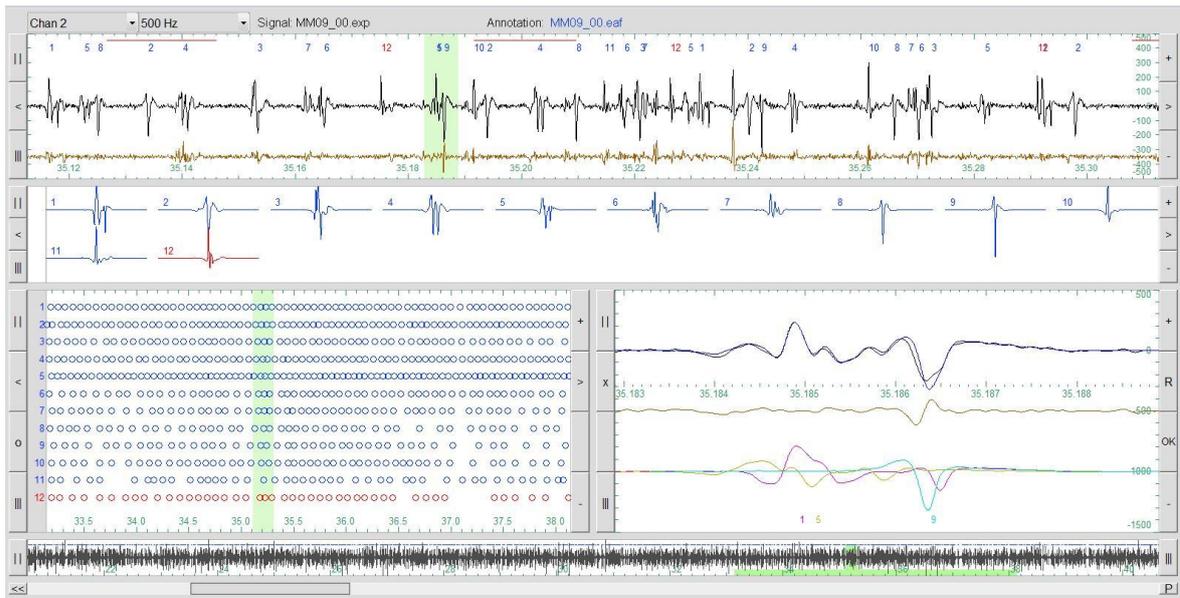


Abbildung 33: Screenshot vom Dekompositionsprogramm EMGLAB (McGill et al. 2005) als Beispiel einer Dekomposition. Im oberen Fenster sieht man das Signal (Ausschnitt von 0,2sec) einer bipolaren Drahtelektrode welches mit einem Hochpassfilter von 500 Hz belegt wurde. Darunter in braun das Subtraktionssignal. Im mittleren Fenster sieht man die Schablonen von 12 verschiedenen Potentialen von motorischen Einheiten (MUs). Das rechte untere Fenster zeigt die Auflösung einer Superposition von 3 MUs. Das linke untere Fenster zeigt die fertige Dekomposition, also die Feuermuster der 12 MUs.

### 2.9.2 Erstellung von Amplitudenkarten

Die Ergebnisse aus dem Scanning-EMG wurden durch MATLAB 7.9.0 in sogenannten Amplituden-Karten in Abhängigkeit von der Scanning-Tiefe dargestellt. Zunächst wurde dafür das Scanning-Signal mit einem Bandpassfilter von 10 bis 5000 Hz belegt. Dabei dienen die vollständig dekomponierten Feuermuster der MUs als Trigger für die STA-Auswertung. Das Zeitfenster der Trigger-Intervalle betrug 10ms (200 Samples) vor und nach dem Entladungszeitpunkt. Anschließend wurde über alle Trigger-Zeitpunkte in jedem 50- $\mu$ m-Schritt des Scanning-Signals ein Median-Filter gelegt. Von jeweils drei der so entstandenen Median-MUAPs wurde der Durchschnitt gebildet und dieser als eine Linie in der Amplitudenkarte dargestellt. Das so entstandene MUAP-Profil wird als Scanning-MUAP bezeichnet (siehe Abb. 34).

### 2.9.3 Auswertung der Amplituden-Karten und der Scanning-MUAPs

Um die Tiefe und Ausdehnung der MUs zu quantifizieren, wurden anschließend die Amplituden-Karten analysiert. Es konnten nur diejenigen Scanning-EMG-Amplitudenkarten zur Auswertung der MUs herangezogen werden, bei welchen sich eine deutliche MU abzeichnete. Dazu war eine teilweise oder vollständige Dekomposition mit

genügend vielen Feuerereignissen ( $n > 50$ ) notwendig. Es durften zudem im Bereich der MU - vor allem an deren Anfang und Ende - keine großen Lücken in der Dekomposition vorhanden sein. MUs, die bei der Dekomposition nur identifiziert, jedoch nicht dekomponiert werden konnten, wurden von der Auswertung ausgeschlossen.

Die Tiefe des tief gelegenen Feindrahtelektrodenpaares entsprach der Tiefe der Scanning-Nadel (beides auf Knochenkontakt und in nur 3 mm Abstand). Da jeder Scanning-Schritt genau 50  $\mu\text{m}$  betrug, konnte die Tiefe der Scanning-Nadel zu jedem Zeitpunkt der Messung nachvollzogen werden. Der Beginn des Gebiets war durch einen raschen Anstieg der Amplitude über das Niveau des Grundrauschens hinaus gekennzeichnet. Das Ende des Gebiets durch den rapiden Abfall der Amplitude bis auf das Niveau des Grundrauschens. Die so erfasste Strecke war somit ein Indikator für die Querschnittsfläche der MU (Navallas et al. 2012). Die Tiefe des Zentrums ( $\text{Beginn-Tiefe} + \frac{1}{2} \times \text{Länge des Gebiets}$ ) stellt die Tiefe der MU dar (siehe Abb. 34). Ein exakter Amplituden-Schwellenwert, dessen Überschreitung eine MU definiert, konnte nicht automatisch festgelegt werden, da das Niveau des Grundrauschens sehr variabel war. Um eventuelle Signalartefakte nicht mit in die Bestimmung der MU Territorien einzubeziehen, wurde die Begrenzung des Gebiets einer MU visuell vorgenommen (siehe Abb. 35).

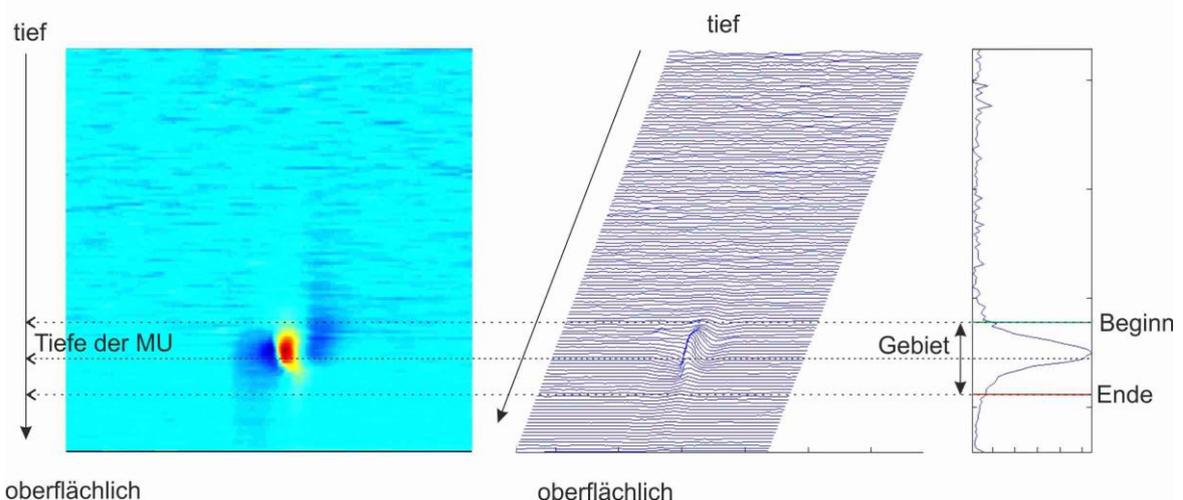


Abbildung 34: Beispiel für das Vorgehen bei der Auswertung der Tiefe und des Gebiets der MU durch visuelle Eingrenzung des Gebiets anhand der Amplituden-Karte (links) und der Scanning-Potentials einer motorischen Einheit (rechts). Die Farbkontraste illustrieren die unterschiedlichen Potentialwerte; blau: negative Potentialwerte, türkis: 0V, rot: positive Potentialwerte. Das mittlere Bild zeigt die Potential-Linien bei jedem Scann-Schritt.

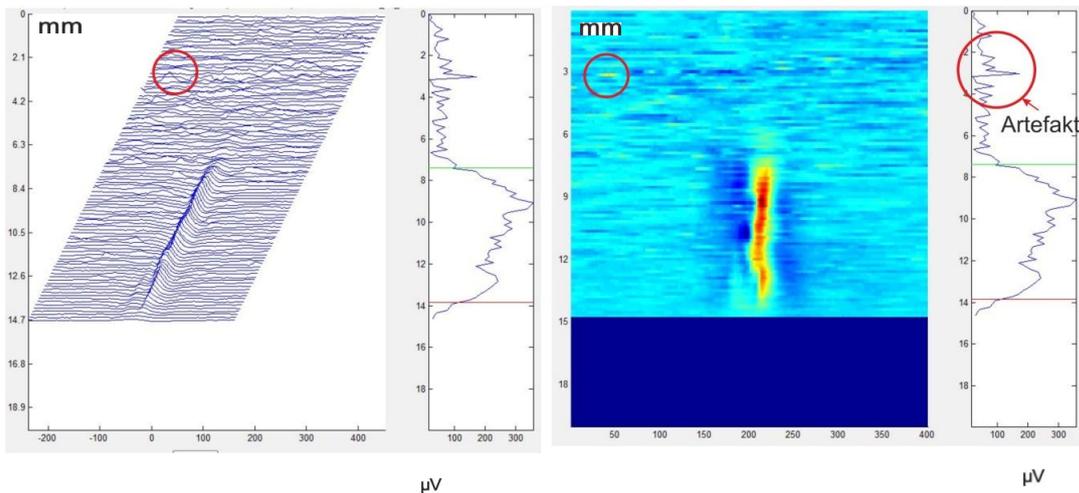


Abbildung 35: Beispiel für ein Artefakt im Scanning-Elektromyogramm (EMG). Das linke Bild zeigt die Potential-Linien bei jedem Scann-Schritt und im rechten Bild illustrieren die Farbkontraste die unterschiedlichen Potentialwerte; Blau: negative Potentialwerte; Türkis: 0V; Rot: positive Potentialwerte. Es ist ein Artefakt (im roten Kreis) mit hoher Amplitude zu erkennen. Durch die manuelle Begrenzung des Territoriums in den Amplitudenkarten kann dieser erkannt und bei der Berechnung ausgeschlossen werden.

#### 2.9.4 Berechnung der relativen MU-Tiefe

Da jeder Proband eine unterschiedlich dicke Haut bzw. Fettschicht besaß, war es sinnvoll, die Tiefe der MUs zu relativieren und somit in % zur entsprechenden Muskeldicke anzugeben. Um die genaue Tiefe der MU im Muskelgewebe zu erhalten, wurde das Scanning-Signal als Grundlage für die Berechnung der Muskeldicke während des Scans herangezogen. Dies war deshalb möglich, da jeder Scanning-Vorgang genau an der Knochengrenze begann und mit einer Geschwindigkeit von 150µm pro Sekunde durchgeführt wurde. Das Ende des Muskelgewebes war durch einen deutlichen Abfall der Amplitude der MUAPs im Scanning-Signals gekennzeichnet.

#### 2.9.5 Auswertung der Oberflächen-EMG-Amplitudenprofile

Durch das STA wurden auch aus dem Oberflächen-EMG-Signal MUAPs extrahiert. Diese durchschnittlichen MUAP-Formen konnten durch eine speziell entwickelte Software als topographische „Fingerabdrücke“ dargestellt werden (siehe Abb. 36). Für das STA wurde ein Zeitfenster von 6,1ms (25 Samples) vor und 10,98ms (45 Samples) nach dem Entladungszeitpunkt gewählt. Diese „Fingerabdrücke“ zeigten das Amplitudenprofil einer MU an jeder der 256 Oberflächenelektroden des Elektrodengitters. Zudem war es durch die Software möglich, einen zeitlichen Verlauf der Amplitude des MUAPs in einem Film darzustellen. Es wurden nur diejenigen MUs ausgewertet, die eindeutige

Amplitudenprofile aufwiesen, und deren Amplitude deutlich aus dem Grundrauschen abzugrenzen war.

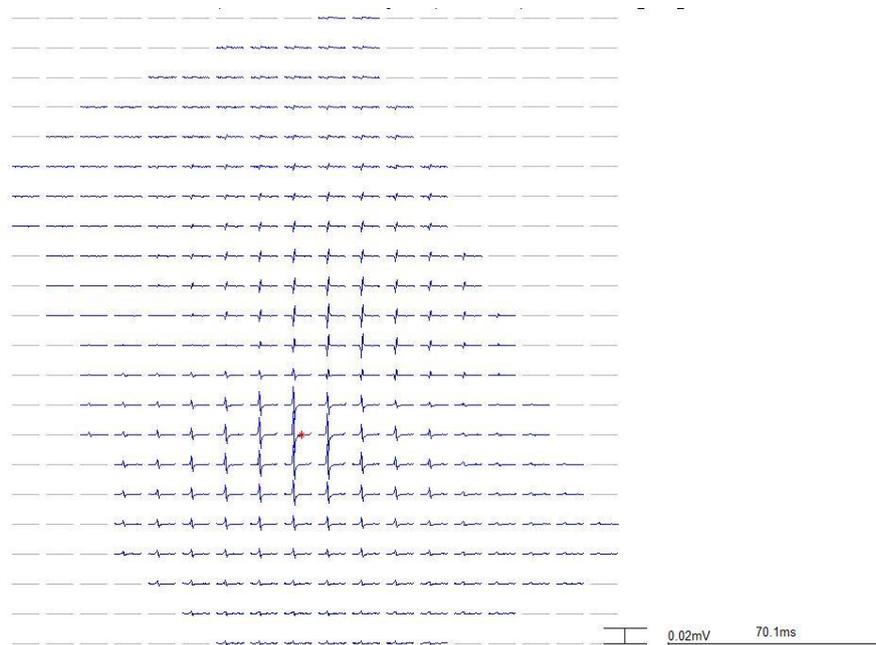


Abbildung 36: „Fingerabdruck“ einer motorischen Einheit, monopolar abgeleitet mit dem Oberflächen elektrodengitter. Der rote Stern markiert die Oberflächen elektrode, die der motorischen Endplatte am nächsten lag. Die Achsendimensionen beziehen sich auf jede einzelne Oberflächen elektrode.

Anhand der „Fingerabdrücke“ und des Films wurde untersucht, ob eine motorische Endplatte im Bereich des Elektrodengitters sichtbar war. Anschließend wurde an MUs, bei denen dies möglich war, eine weitergehende Analyse hingehend Potentialfortleitung, Muskelfaserrichtung und –ende durchgeführt. Die verschiedenen Eigenschaften der Amplitudenprofile wurden dokumentiert, kategorisiert und im Anschluss erfolgte die Bewertung der verschiedenen Eigenschaften. Bewertungskriterien waren zum einen das Amplitudenprofil, welches im zeitlichen Verlauf des MUAPs als erstes die größte Amplitude besitzt, und zum anderen das Vorhandensein eines triphasischen Amplitudenprofils (bei monopolarer Ableitung) im „Fingerabdruck“ der MU. Schließlich wurde nach Potentialumkehr sowie nach einem Endeffekt (positives Fernfeldpotential) gesucht. Um eine Potentialfortleitung festzustellen, konnte mit Hilfe der Software zudem eine rote Hilfslinie variabel z. B auf die Lage der maximalen Amplitude eines Amplitudenprofils gesetzt werden. Letztendlich wurde auch der Film des MUAP-Verlaufs als Auswertungskriterium hinzugezogen, um eine Potentialfortleitung zu identifizieren.

## 2.9.6 Bestimmung der elektrischen Größe der MUs

### 2.9.6.1 Rekonstruktion aus Makro-EMG-Signalen

Zur Bestimmung der elektrischen Größe der MUs wird üblicherweise das Makro-EMG-Signal herangezogen. Aufgrund der Tatsache, dass in unserer Studie keine Makro-EMG-Nadel verwendet wurde, erfolgte die Rekonstruktion des Makro-EMG-Signals durch Mitteln der Scanning-EMG-Signale eines bestimmten Bereichs. Dies war möglich, da beim Scanning-EMG aufgrund des Feedbacks von einem konstanten Aktivitätsniveau der MUs über den gesamten Messvorgang ausgegangen werden konnte. Mittels STA wurden, ähnlich wie beim herkömmlichen Makro-EMG, die einzelnen MUs extrahiert und anschließend die Scanning-EMG-Potentiale eines 15 mm Bereichs gemittelt. Dieser Bereich wurde für jede MU so gewählt, dass die Mitte zwischen der tiefen und oberflächlichen Begrenzung der MU das Zentrum des 15 mm Bereichs darstellt. Die Fläche unter der Potentialkurve dieses rekonstruierten Makro-EMGs (Einheit:  $\mu\text{Vms}$ ) wurde durch zwei Hilfslinien manuell begrenzt und mit Hilfe von MATLAB 7.9.0 berechnet.

### 2.9.6.2 Bestimmung der elektrischen Größe der MUs mittels des Oberflächen-EMG

Die elektrische Größe einer MU lässt sich nach entsprechender Tiefenkorrektur auch im Oberflächen-EMG bestimmen. Laut einer Studie liegt eine positive Korrelation der MUAP-Parameter (Fläche unter der Potentialkurve, Amplitude der negativen als auch positiven Potentialzacke, Amplitude zwischen positiver und negativer Potentialzacke) zwischen Makro-EMG und Oberflächen-EMG vor (Roeleveld et al. 1997a). In unserer Studie wurden diese Parameter bei derjenigen Oberflächenelektrode bestimmt, die am nächsten zur motorischen Endplatte lag. Von der gemittelten EMG-Potentialkurve wurden die Parameter Amplitude der negativen Potentialzacke und die Fläche unter der Kurve im Bereich von 10ms vor bis 10ms nach der größten negativen Potentialzacke berechnet. Die Tiefenkorrektur der Oberflächen-EMG-MUAPs wurde hier basierend auf der Annahme durchgeführt, dass die Amplitude des Oberflächensignals linear mit dem Abstand zur elektrischen Quelle und somit mit der Tiefe der MU abnimmt. Dieser Wert wird im Folgenden als korrigierte MU-Größe bezeichnet.

Die relevanten Parameter wurden darstellend ausgewertet und miteinander ins Verhältnis gesetzt. Dafür wurden Korrelationskoeffizienten gebildet und diese auf statistische Signifikanz geprüft. Hierbei wurde ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  gewählt.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Dauer der Scanning-EMG-Messungen

Die Zeit, die die Scanning-Nadel für ihren Weg vom Ramus mandibulae bis zur Muskel-Fett-Grenze benötigte betrug durchschnittlich  $100,3 \pm 19,8$  Sekunden (Tab. 5). Danach durchlief die Scanning-Nadel die subkutane Fettschicht und die Haut. Das Verlassen des Muskelgewebes war durch eine deutliche Abnahme der Amplitude der MUAPs im Signal der Scanning-Nadel gekennzeichnet.

Tabelle 5: Werte für die Dauer eines Scanning-Elektromyogramm-Vorgangs bis die monopolare Nadel das Muskelgewebe verlassen hat.

Dauer eines EMG-Scans durch Muskel in sec	
minimal	62,0
maximal	136,0
Durchschnitt	100,3
Standardabweichung	19,8

#### 3.2 Detektierte und ausgewertete MUs

Die Genauigkeit der Dekomposition wurde anhand von Stichproben überprüft. So konnten bei der zweiten Scanning-EMG-Messung bei Proband 6 fünf MUs gleichzeitig von beiden bipolaren Feindrahtelektroden gemessen werden. Diese EMG-Signale wurden unabhängig voneinander dekomponiert und anschließend verglichen. Dabei wich die Anzahl der dekomponierten Feuerereignisse nur minimal voneinander ab (siehe Tab. 6).

Tabelle 6. Vergleich von je zwei Dekompositionen bei motorischen Einheiten (MUs), die von beiden Feindrahtelektroden gleichzeitig gemessen werden konnten (n = Anzahl der dekomponierten Feuerereignisse). Z. B. lag der Unterschied zwischen den beiden Dekompositionen vom Paar Nr. 1 (MU Nr. 1 und MU Nr. 16) lediglich bei 2 Feuerereignissen(n).

Paar Nr.	MU Nr.	n	MU Nr.	n
1	1	1251	16	1253
2	5	1407	15	1415
3	7	75	19	71
4	8	906	17	906
5	9	679	14	712

Von insgesamt 271 identifizierten MUs konnte bei 196 MUs das Feuermuster vollständig und bei 45 teilweise dekomponiert werden (siehe Tab. 7). Im Folgenden werden diese 241 MUs als auswertbare MUs bezeichnet. Die Anzahl der MUs, die pro Messung ausgewertet werden konnten, schwankte zwischen 3 und 18, wobei der Median bei 13 MUs lag.

Tabelle 7: Übersicht über die Anzahl der identifizierten, dekomponierten und ausgewerteten motorischen Einheiten (MU). Sowie die Anzahl an MUs, die mit der entsprechenden Elektromyographie (EMG) -Technik erkennbar waren.

Zusammenfassung:	Anzahl	Prozentwerte		
		% von identifiz. MUs	% von vollst. dekomp. MUs	% von auswertb. MUs
identifizierte MUs	271	100,0		
auswertbare MUs	241	88,9		100,0
davon vollständig dekomponiert	196	72,3	100,0	
davon teilweise dekomponiert	45	16,6		
erkennbare MUs im Scanning-EMG	161	59,4	82,1	66,8
erkennbare MUs im Oberflächen-EMG	199	73,4	101,5	82,6
erkennbare MUs in beiden EMGs	143	52,8	73,0	59,3

Mittels STA konnten aus den Signalen der Scanning-Nadeln 161 MUs herausgefiltert werden. Davon wurden 96 MUs vom tief gelegenen Drahtelektrodenpaar und 65 MUs vom oberflächlichen Drahtelektrodenpaar detektiert. Im Median wurden pro Proband 7,5 MUs (Minimum: 0 MUs; Maximum: 15 MUs) gescannt. Von beiden intramuskulären Drahtelektroden aufgenommen und dekomponiert werden konnten 17 MUs. Diese doppelt identifizierten MUs gingen in die Statistik nur einmalig ein.

Aus dem HD-sEMG-Elektrodenraster konnten Mittels STA 199 MUs identifiziert werden (entspricht 82,6% der auswertbaren MUs). Pro Messung wurden im Median 11,5 MUs (Minimum 0 MUs; Maximum 18 MUs) durch das Oberflächen-EMG identifiziert. In Abb. 37 sind die entsprechenden Werte je Messung dargestellt.

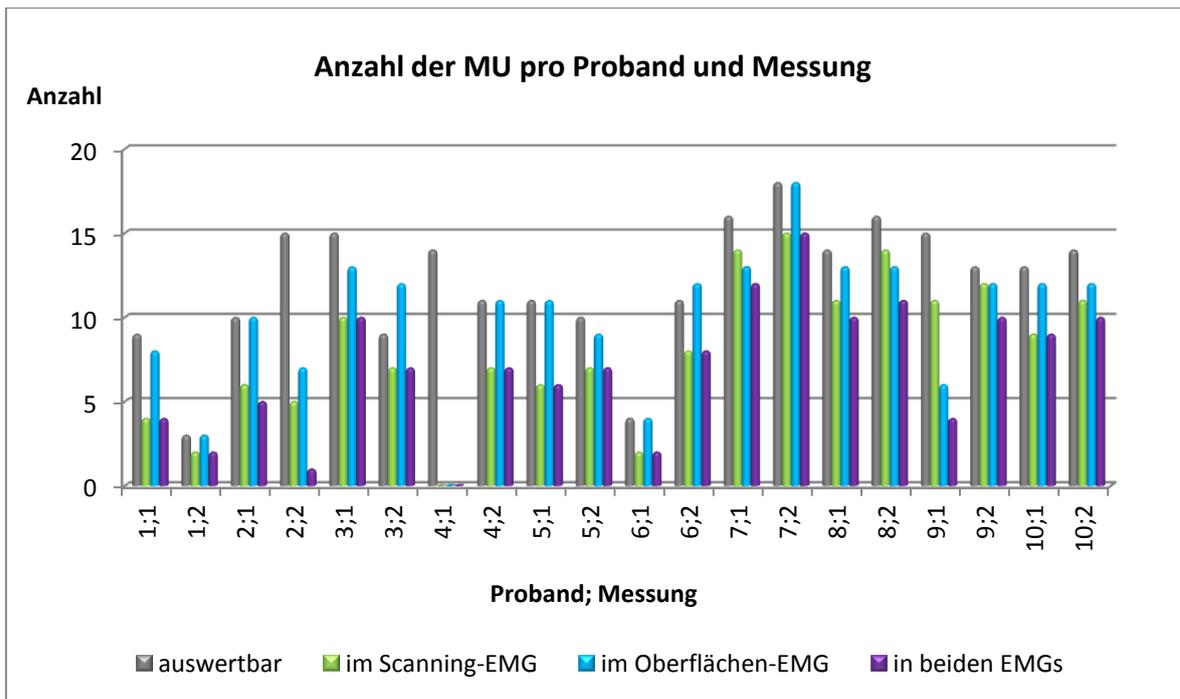


Abbildung 37: Darstellung der Anzahl der motorischen Einheiten (MUs) je Proband und Messung. Grau: MUs, die pro Messung auswertbar waren. Grün: Anzahl der MUs die im Scanning-Elektromyogramm (EMG), im Oberflächen-EMG (hellblau) und in beiden EMGs (violett) analysiert werden konnten.

### 3.3 Feuerrate

Allgemein wurden nur diejenigen MUs in die Auswertung der Feuerrate einbezogen, welche in den Feindrahtelektrodensignalen mindestens 50 Feuerereignisse aufwiesen und zudem im Scanning-EMG auswertbar waren. Diese MUs wurden einer Feuerfrequenzanalyse unterzogen (siehe Tab. 8). Die mittlere Anzahl an Feuerereignissen dieser MUs betrug 1303 (Medianwert), deren Medianfeuerfrequenz 15,9 Hz (Minimum: 7,6 Hz, Maximum: 27,5 Hz).

Tabelle 8: Anzahl der identifizierten Feuerereignisse (n) bei der Auswertung des Scanning-Elektromyogramms, Median-Feuerfrequenz ( $Fr_{med}$ ) aller auswertbarer motorischer Einheiten (MUs), sowie das 90 %- ( $Fr_{90p}$ ) und das 10 %-Dezil ( $Fr_{10p}$ ) der Feuerrate dieser MUs.

	n Feuerereignisse	$Fr_{med}$	$Fr_{90p}$	$Fr_{10p}$
Minimum	518	7,628	10,2	4,4
Maximum	3332	27,49	37,9	21
Median	1462	15,938	19,6	12,6

Die aus dem tiefen und oberflächlichen Feindrahtelektrodensignal extrahierten MUs zeigten eine geringfügig unterschiedliche Verteilung der Feuerrate (Abb. 38). Die Interrelationen zwischen Feuerrate und anderen Parametern werden im Abschnitt 5.11.2 dargestellt.

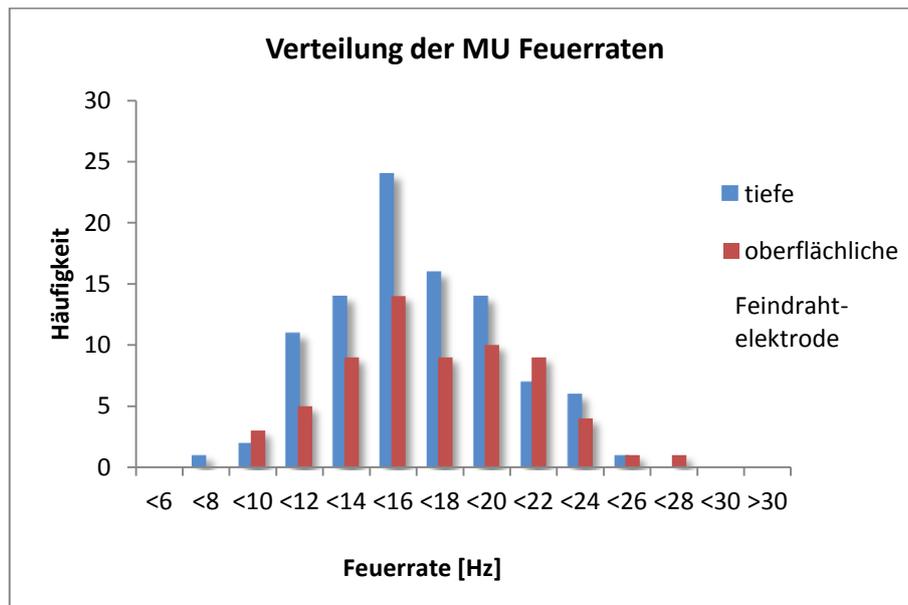


Abbildung 38: Verteilung der Feuerraten der auswertbaren motorischen Einheiten (MUs), getrennt für die von der tiefen bzw. oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten MUs.

### 3.4 MU-Territorien

Die in den EMG-Scans bestimmten MU-Territorien waren in medio-lateraler Dimension im Median 3,94 mm (Bereich: 0,65 mm - 8,56 mm) lang. In Tab. 9 sind die entsprechenden Werte für die Territorien auch getrennt für die mit der tiefen und oberflächlichen Feindrahelektrode erfassten MUs angegeben.

Tabelle 9: Ergebnisse der Scanning-Elektromyographie (EMG) in Bezug auf die Länge, Tiefe des Zentrums sowie tiefes und oberflächliches Ende der Territorien der motorischen Einheiten (MUs). Die Ergebnisse sind gegliedert in die Werte für alle MUs und bezogen auf die jeweilige Feindrahelektrode.

Länge und Tiefe der Territorien				
in mm	Länge	Tiefe	oberflächliches Ende	tiefes Ende
alle				
min	0,65	1,71	-1,55	4,33
max	8,56	24,42	23,86	24,98
Median	3,94	11,82	9,89	14,32
Mittelwert	3,83	12,89	10,97	14,80
tiefe Feindrahelektrode				
min	1,03	5,89	3,94	7,31
max	8,56	24,42	23,86	24,98
Median	3,92	15,10	13,30	17,10
Mittelwert	3,87	15,50	13,57	17,44
oberflächliche Feindrahelektrode				
min	0,65	1,71	-1,55	4,33
max	7,18	13,74	11,14	16,43
Median	4,00	9,77	7,82	11,36
Mittelwert	3,78	9,02	7,14	10,91

Die medio-laterale Ausdehnungen der MU-Territorien sind in Abb. 39 als Boxplot grafisch dargestellt. Man erkennt, dass der Median der Länge des Territoriums für beide Gruppen von MUs ähnlich groß ist.

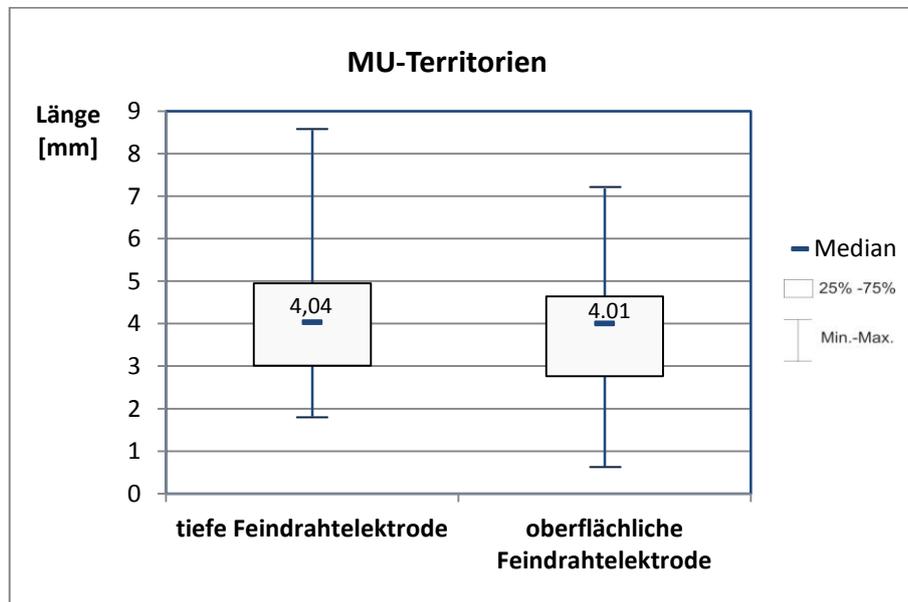


Abbildung 39: Länge der Territorien der gescannten motorischen Einheiten (MUs), bezogen auf die von der tiefen bzw. oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten MUs.

Zur Visualisierung der Territorien sind in Abb. 40 beispielhaft die Amplitudenkarten für den zweiten Scan bei Proband Nr. 8 dargestellt.

Mittels des tiefen Drahtelektrodenpaars konnten sieben MUs, und mittels des oberflächlichen acht MUs aus dem Scanning-EMG-Signal herausfiltert werden. Dabei wurden zwei MUs von beiden Drahtelektrodenpaaren detektiert. (Ch2 MU6 entspricht Ch3 MU8 und Ch2 MU7 entspricht Ch3 MU3).

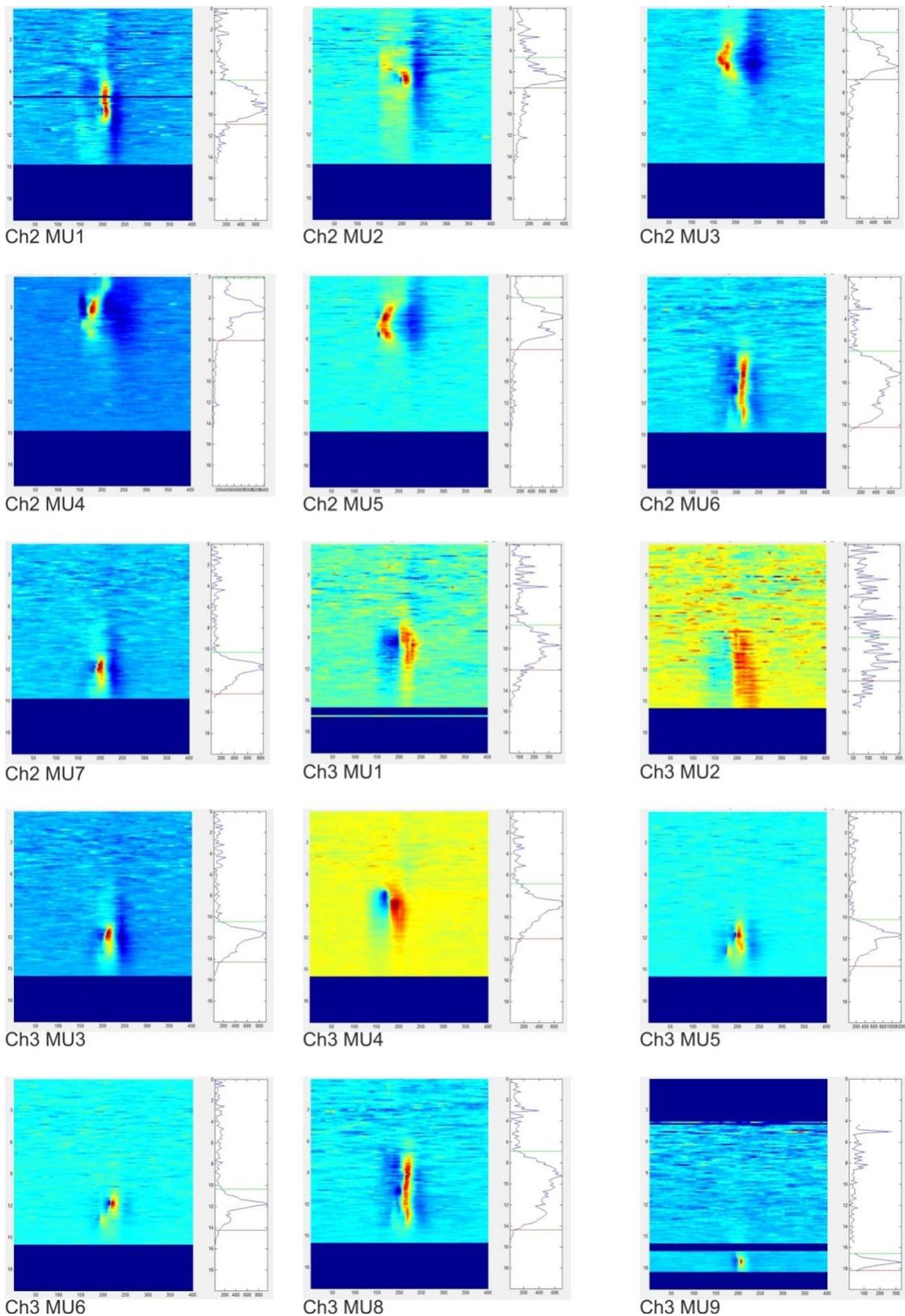


Abbildung 40: Amplitudenkarten für die in einem Elektromyographie (EMG)-Scan ermittelten motorischen Einheiten (MU). Die MUs sind mit dem jeweiligen Aufnahmekanal (Ch) und ihrer entsprechenden Nummer benannt. Die untere Begrenzung der einzelnen Bilder entspricht der Hautoberfläche, die obere der lateralen Oberfläche der Mandibula. Die Farbkontraste illustrieren die unterschiedlichen Tiefe und Länge der Gebiete; blau: negative Potentialwerte, türkis: 0V, rot: positive Potentialwerte. Diese Potentialwerte spiegeln sich auch in den rechten Teilen der einzelnen Bilder wieder. Bei dieser Messung wurden die MU6 und MU7 der tiefen Feindrahtelektrode (Ch2) auch durch die oberflächliche Feindrahtelektrode (Ch3) als MU8 und MU3 gemessen.

### 3.5 Absolute Tiefe der MUs

Die Medianwerte für die absolute Tiefe der MUs im Gewebe (gemessen von der lateralen Hautoberfläche) betragen für die von der oberflächlichen bzw. tiefen Feindrahtelektrode detektierten MUs 9,77 mm bzw. 15,10 mm. Dabei zeigten die Detektionsbereiche beider Elektroden eine gewisse Überlappung (Abb. 41).

Für die auswertbaren MUs lag der Medianwert für die absolute Tiefe bei 11,82 mm. Die am tiefsten lokalisierte MU lag in einer Tiefe von 24,42 mm, und die oberflächlichste in einer Tiefe von 1,70 mm. Die Tatsache, dass von den oberflächlichsten MUs ein Signal auch noch im subkutanen Fettgewebe gemessen werden konnte erklärt das Vorkommen von negativen Werten für die oberflächliche Territorienengrenze (siehe Tab. 9).

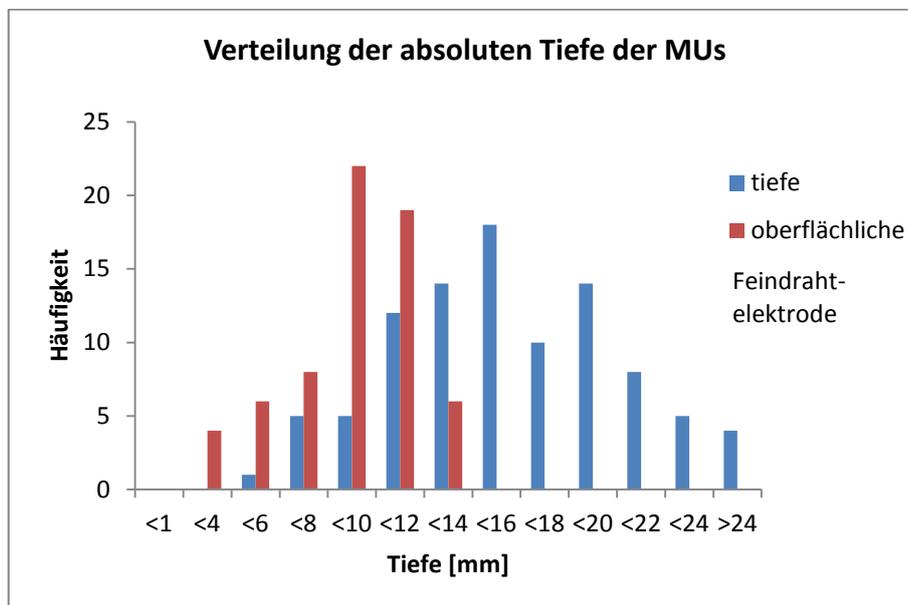


Abbildung 41: Verteilung der Werte der absoluten Tiefe der Zentren der motorischen Einheiten (MUs), getrennt für die von der tiefen bzw. oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten MUs.

### 3.6 Relativierte Tiefe der MUs

Die tatsächliche Tiefe der MU im Muskelgewebe wurde durch die Differenz der Haut- und Fettdicke von der absoluten Gewebedicke bestimmt. Die MUs lagen somit im Median 6,4 mm tief im Muskel (minimal = 0,138 mm maximal = 17,1 mm). Diese Muskeltiefe der MUs kann auch in Prozent der Gesamtmuskeldicke angegeben werden. Die entsprechende Verteilung der relativen Muskeltiefe ist in Abb. 42 dargestellt.

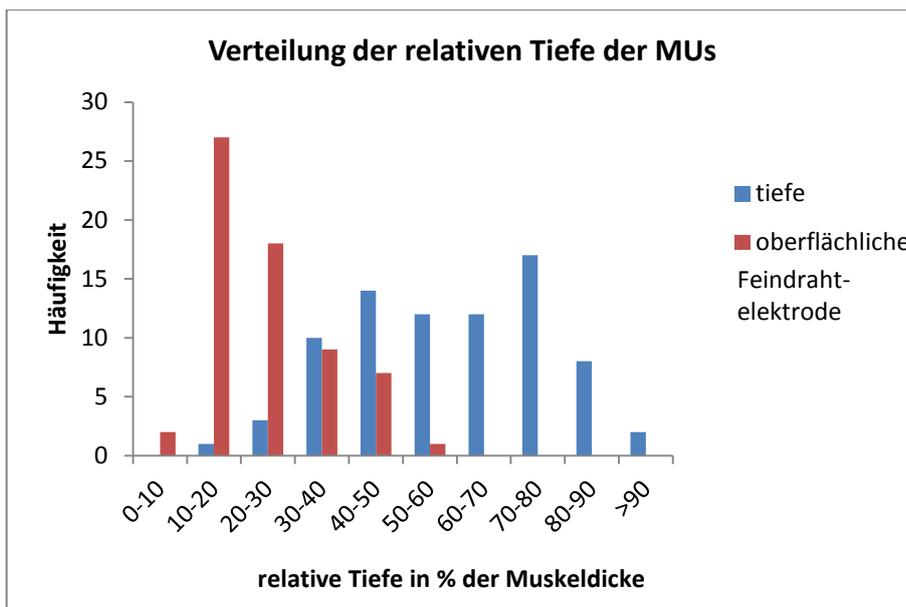


Abbildung 42: Verteilung der Werte für die relative Tiefe, getrennt für die von der tiefen bzw. oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten motorischen Einheiten (MUs).

### 3.7 Elektrische Größe der MUs

#### 3.7.1 Elektrische Größe der MUs berechnet aus intramuskulärem EMG (Makro-EMG)

Abb. 43 zeigt zwei Beispiele für Makro-EMG-Potentialkurven mit den senkrechten Begrenzungslinien für den Potenzialbeginn sowie das Potenzialende. Die aus den Scans ermittelten Makro-EMG-Werte lagen zwischen 25,62  $\mu\text{Vms}$  und 933,98  $\mu\text{Vms}$  mit einem Medianwert von 193,23  $\mu\text{Vms}$ .

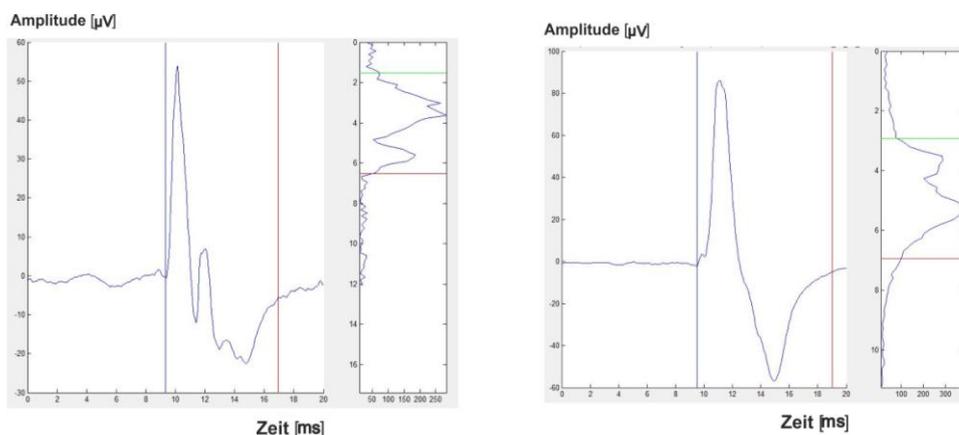


Abbildung 43: Zwei Beispiele von Makro-Potentialen von motorischen Einheiten (MUs) aus dem Scanning Elektromyogramm (EMG). Die beiden senkrechten Linien begrenzen den Bereich der Kurve unter dem die Fläche berechnet wird. In den Kästchen rechts neben den Makro-EMG-Potentialkurven ist die Begrenzung des MU-Territoriums in Bezug auf dessen Tiefe dargestellt.

In Abb. 44 sind die Werte des Makro-EMGs in einem Histogramm bezogen auf die beiden Feindrahtelektroden dargestellt, wobei beide Verteilungskurven ähnlich verlaufen.

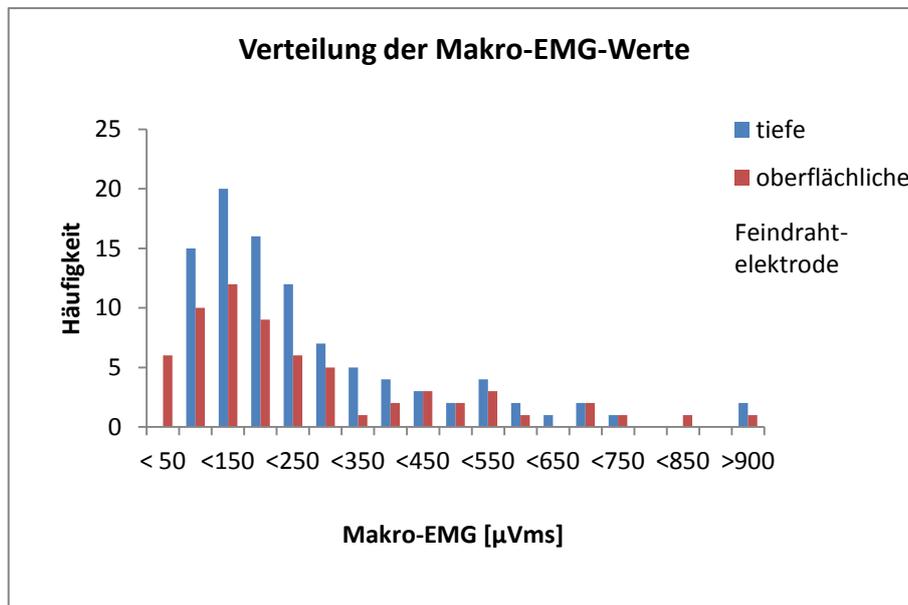


Abbildung 44: Verteilung der Makro-Elektromyographie (EMG)-Werte von allen auswertbaren motorischen Einheiten (MUs), getrennt für die von der tiefen bzw. oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten MUs.

### 3.7.2 Elektrische Größe der MUs berechnet aus dem Oberflächen-EMG

Der Parameter „Fläche Oberflächen-EMG-MUAPs“ als elektrische MU-Größe auf der Hautoberfläche wurde anhand der EMG-Potentialkurve derjenigen Oberflächenelektrode ermittelt, die der motorischen Endplatte am nächsten lag (siehe Abb. 45). Die entsprechenden Werte der von der oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten MUs waren mit 0,094 mVms etwa doppelt so hoch wie die Werte, der von der tiefen Feindrahtelektrode detektierten MUs mit 0,044 mVms (Abb. 46).

Die Tiefenkorrektur konnte diesen systematischen Effekt aufheben und ergab Medianwerte für die korrigierte MU-Größe von 0,63 mVms\*mm für die MUs der tiefen und 0,57 mVms\*mm für die MUs der oberflächlichen Feindrahtelektrode. Die Verteilung der korrigierten MU-Größe ist in Abb. 47 dargestellt. Hier war eine ähnliche Verteilung wie beim Makro-EMG zu beobachten.

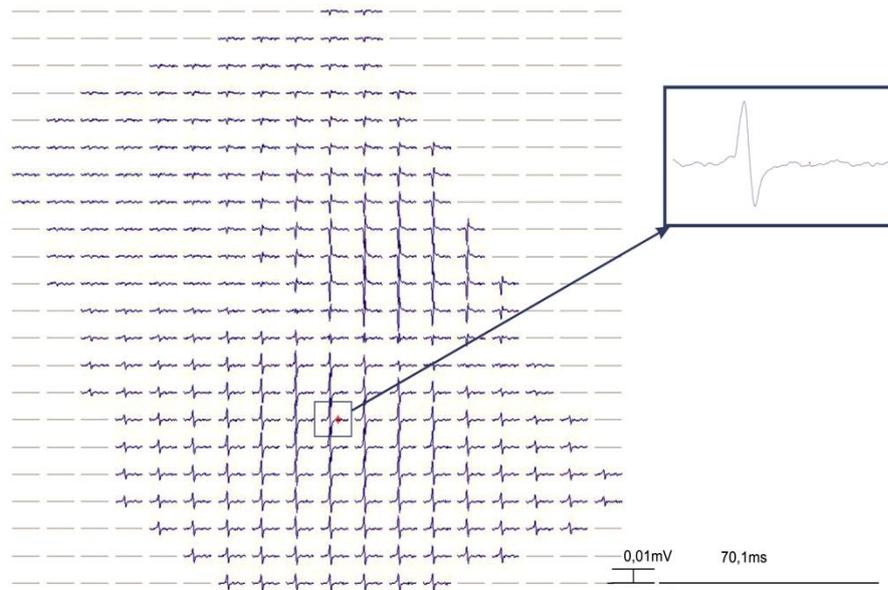


Abbildung 45: „Fingerabdruck“ einer motorischen Einheit (MU) auf dem Oberflächen-Elektromyogramm mit den 256 Elektroden. Der vergrößerte Ausschnitt zeigt ein Beispiel für ein Oberflächen-Amplitudenprofil der Elektrode, die der motorischen Endplatte am nächsten lag. Die Achsendimensionen beziehen sich auf jede einzelne Oberflächenelektrode.

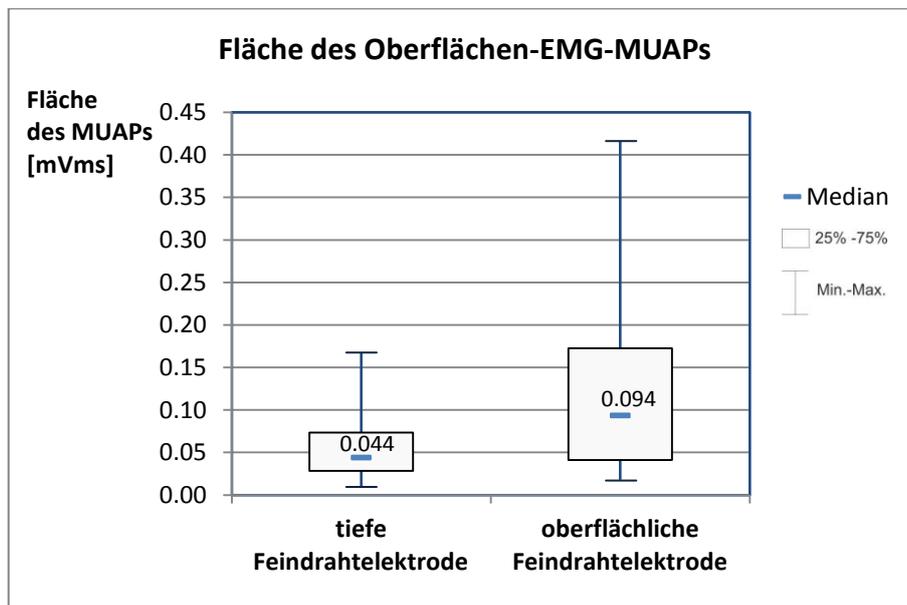


Abbildung 46: Darstellung der Werte für die Fläche des Oberflächen-Elektromyogramm(EMG)-Potentials einer motorischen Einheit (MUAPs), getrennt für die von der tiefen bzw. oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten MUs.

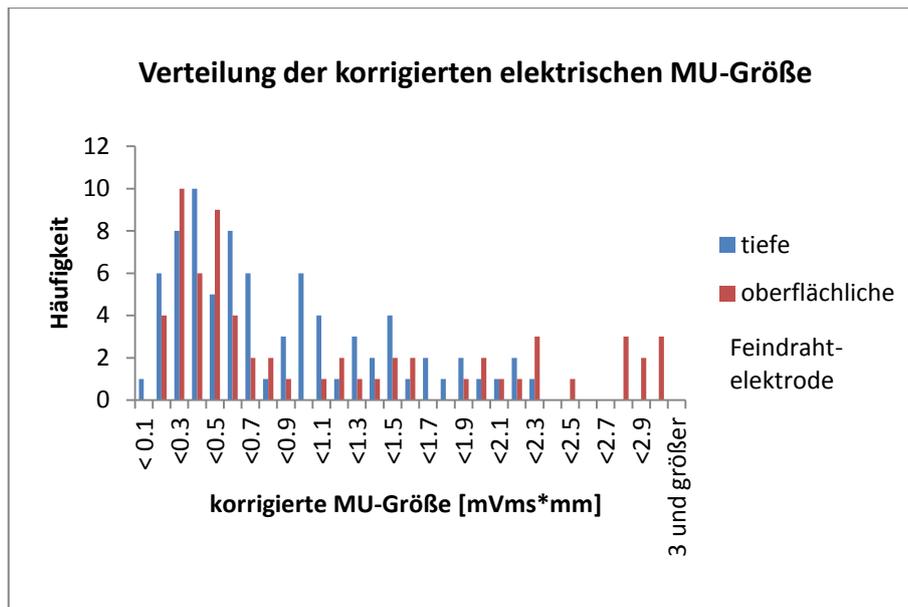


Abbildung 47: Verteilung der Werte für die korrigierte elektrische Größe von allen auswertbaren motorischen Einheiten (MUs), getrennt für die von der tiefen bzw. oberflächlichen Feindrahtelektrode detektierten MUs.

### 3.7.3 Interrelation der elektrische Größe der MUs im Feindraht- und im Oberflächen-EMG

Die Interrelation zwischen Makro-EMG und elektrischer MU-Größe im Oberflächen-EMG war mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,45 statistisch signifikant ( $p = 1,18 \times 10^{-8}$ ). Gleiches gilt für die Interrelation zwischen den Makro-EMG-Werten und den Amplituden des negativen Peaks der Oberflächen-EMG-MUAPs mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,42 und einem p-Wert von  $1,53 \times 10^{-7}$ .

Nach erfolgter Tiefenkorrektur konnte die Korrelation zwischen Makro-EMG und korrigierter MU-Größe im Oberflächen-EMG auf 0,57 ( $p = 6,89 \times 10^{-14}$ ) leicht verbessert werden, siehe auch Abb. 48.

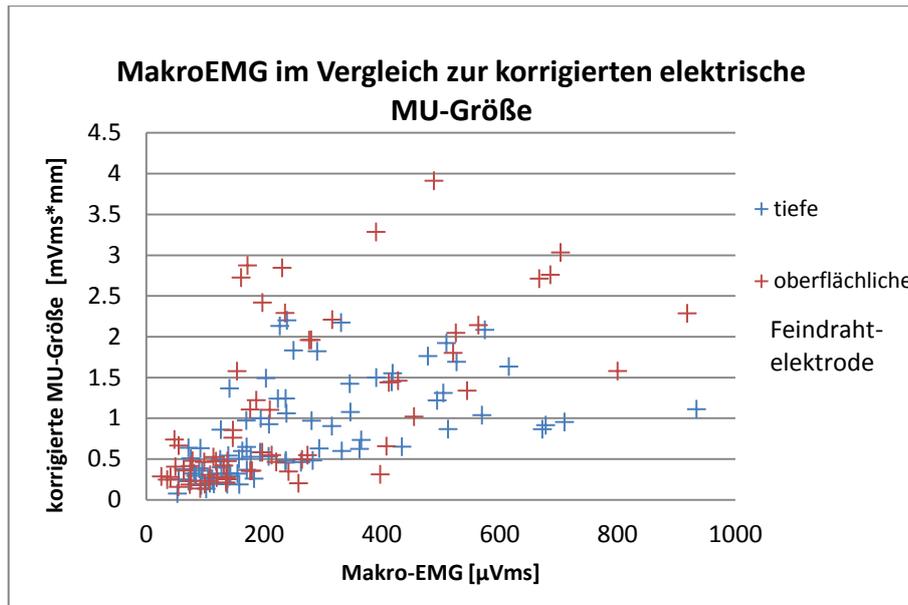
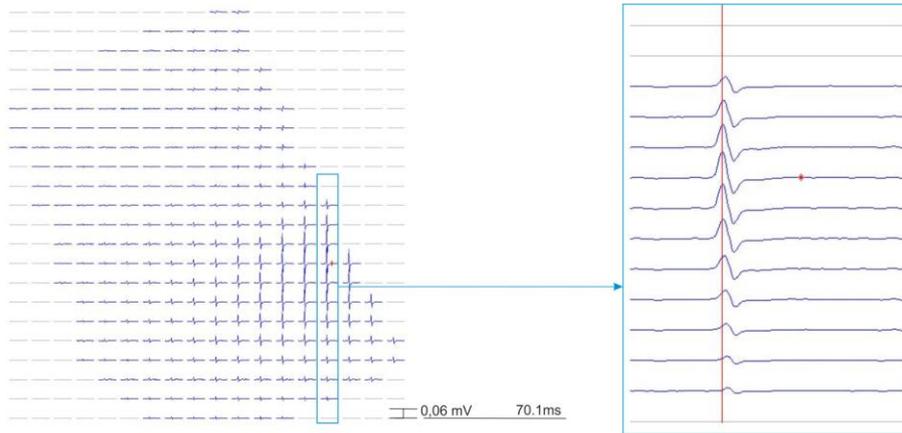


Abbildung 48: Makro-Elektromyographie (EMG)-Werte in Vergleich zu den Werten für die korrigierte elektrische Größe der motorischen Einheiten (MUs). Die Werte wurden an den MUs bestimmt, die in beiden EMG-Techniken identifizierbar waren und bezogen auf die jeweilige Feindrahtelektrode dargestellt. Die beiden Parameter für die elektrische Größe von MUs korrelieren signifikant miteinander.

### 3.8 Fortleitung

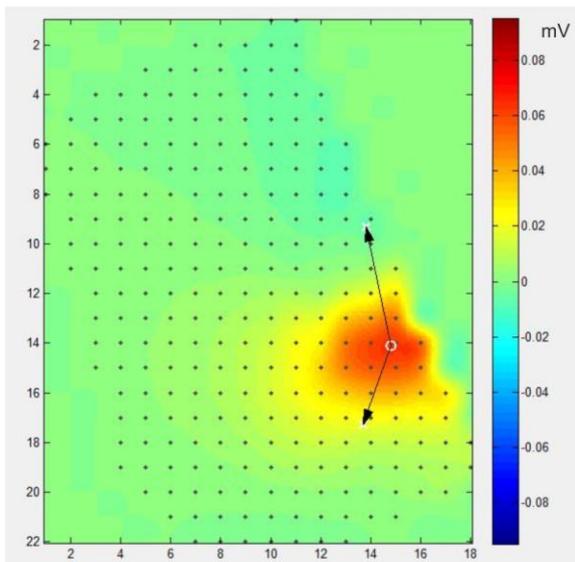
In Abb. 49 bis Abb. 51 sind die zeitlichen Potenzialverläufe verschiedener MUs auf der Hautoberfläche dargestellt. Insgesamt wiesen nur 92 der insgesamt 143 MUs (d. h. 64,3%) eine Fortleitung im MUAP auf (Abb. 49 zeigt ein derartiges MUAP, Abb. 50 stellt demgegenüber ein MUAP ohne Fortleitung dar). Das Vorhandensein oder Nichtvorhandensein von Fortleitung war unabhängig von der Tiefe der MUs (Tab. 9). So zeigten 44 mit der oberflächlichen Elektrode und 48 mit der tiefen Elektrode detektierten MUs Fortleitungseigenschaften.

Am Beispiel in Abb. 51 ist ein Potentialverlauf einer MU dargestellt, bei welchem das Vorhandensein von Fortleitungseigenschaften nicht eindeutig war, weil das Signal an zwei unterschiedlichen Lokalisationen beginnt und an einem Punkt terminiert.

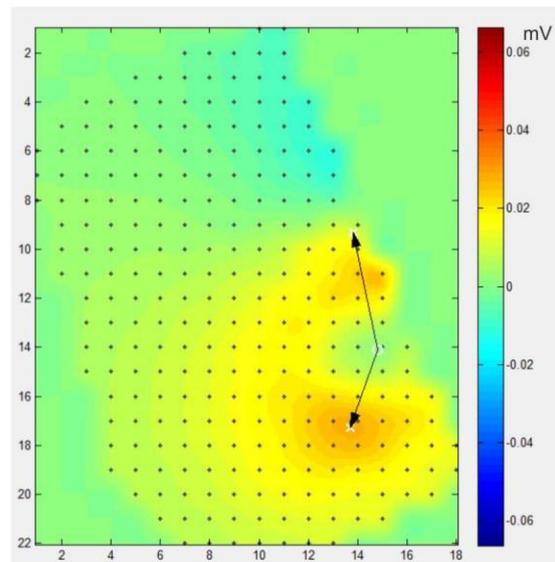


A „Fingerabdruck“ einer motorischen Einheit

B Fortleitung des MUAPs

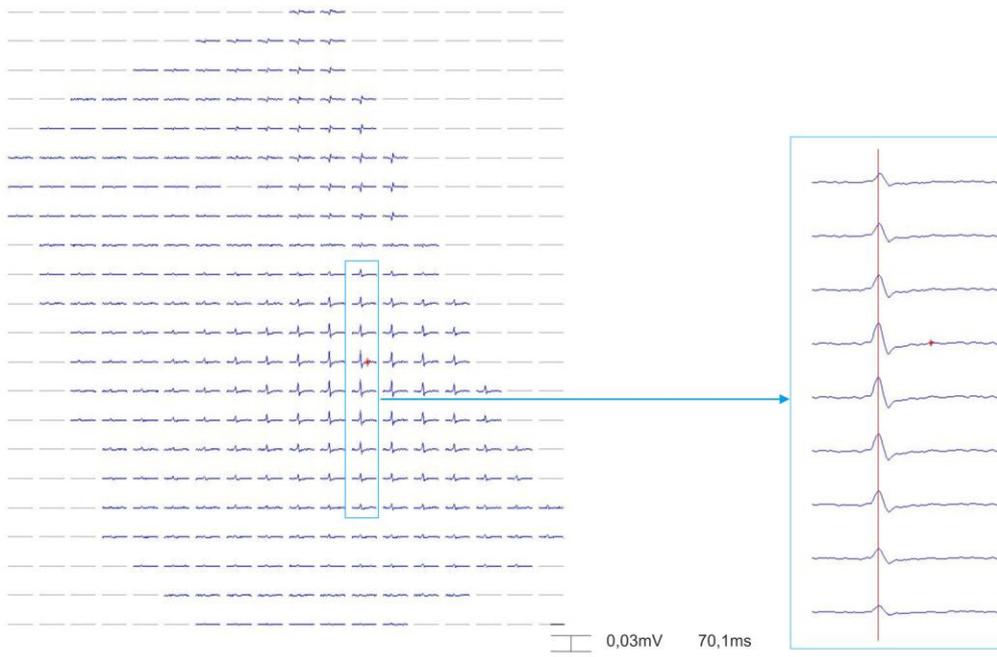


C Beginn des MUAP an der motorischen Endplatte



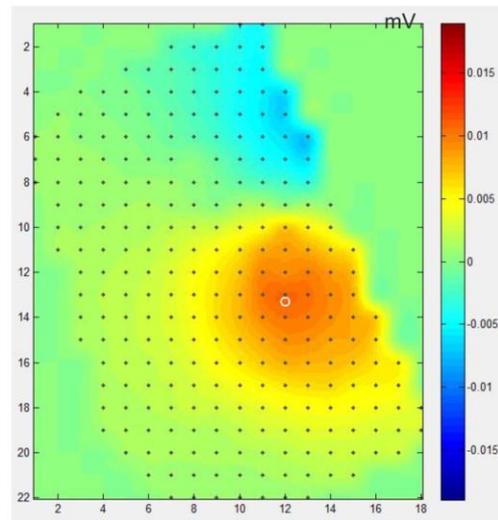
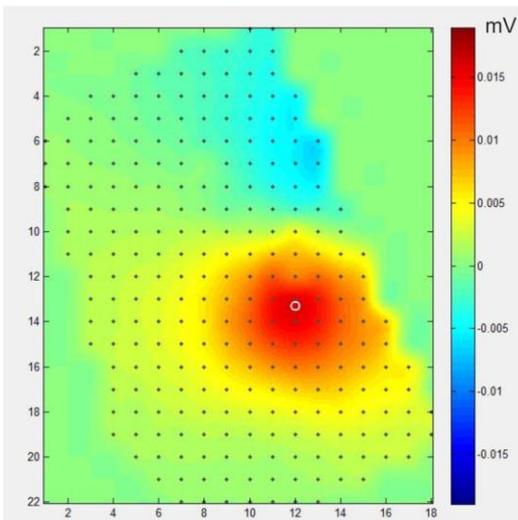
D Ende des MUAPs am Muskelfaserende

Abbildung 49: Beispiel für deutlich sichtbare Fortleitung eines Aktionspotentials (AP) einer motorischen Einheit (MU) auf dem Oberflächen-Elektromyogramm. A: „Fingerabdruck“ einer MU. B: Auswahl der Elektrodenreihe in der sich die motorische Endplatte befindet. Jede Linie stellt das mittlere Signal an einer Oberflächen-Elektrode dar. Man erkennt die leichte Fortleitung des MUAPs bei den weiter kaudal gelegenen Elektroden. Der zeitliche Amplitudenverlauf wurde in Form einer Filmsequenz dargestellt. C: zeigt den Beginn des MUAPs an der motorischen Endplatte als steigende Potentialamplitude (rot) und D zeigt die Termination des MUAPs am Muskelfaserende. Die Pfeile stellen jeweils die Muskelfaserrichtung der MU dar.



A „Fingerabdruck“ der motorischen Einheit

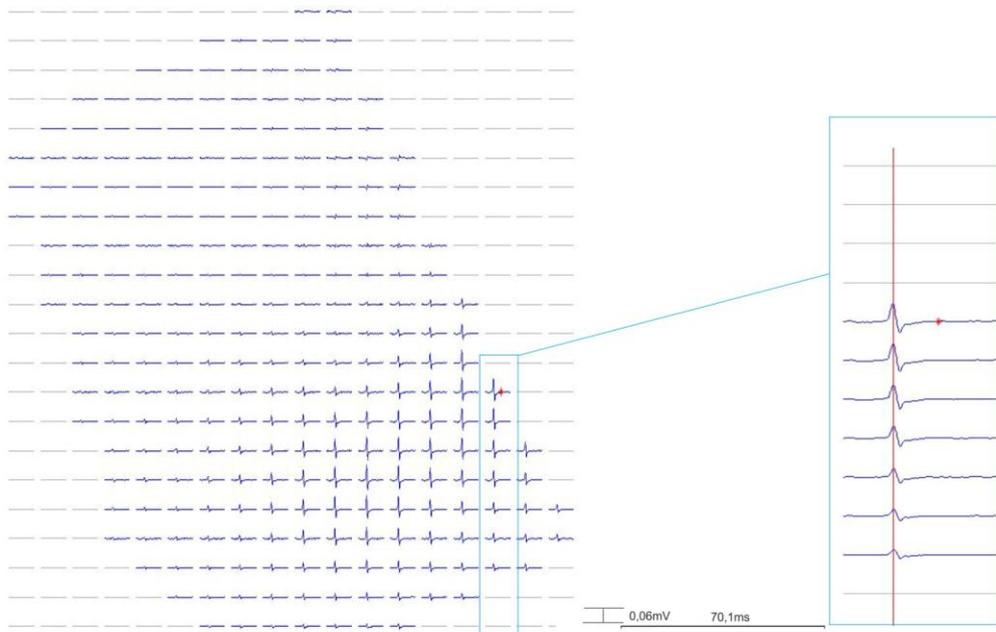
B Keine Fortleitung des MUAPs



C Beginn des MUAPs an der motorischen Endplatte

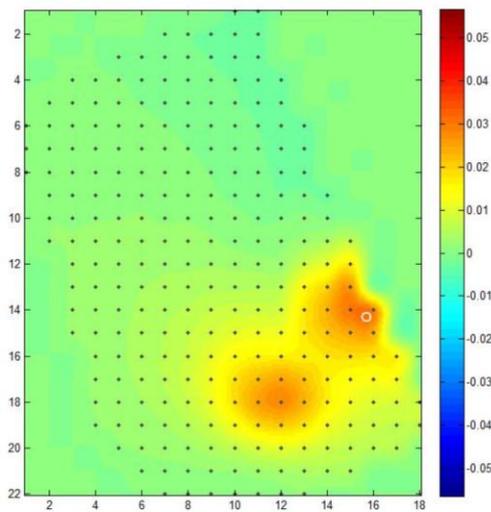
D Erlöschen des MUAPs am gleichen Ort.

Abbildung 50: Beispiel einer motorischen Einheit (MU), die keine Fortleitung des Aktionspotentials (APs) auf dem Oberflächen-Elektromyogramm zeigt. A: „Fingerabdruck“ der MU auf dem Oberflächen-Elektrodenraster. B: Amplitudenprofile der Elektroden, die in der Reihe der motorischen Endplatte liegen. Durch die Rote Hilfslinie wird deutlich, dass hier keine Potentialfortleitung sichtbar ist. C: Anfang und D: Ende des Amplitudenverlaufs. Bei dieser MU war der Anstieg der Potential-Amplitude (rot), als Zeichen der motorischen Endplatte, an der gleichen Position des Elektrodenrasters messbar, wie das Erlöschen des MUAPs.

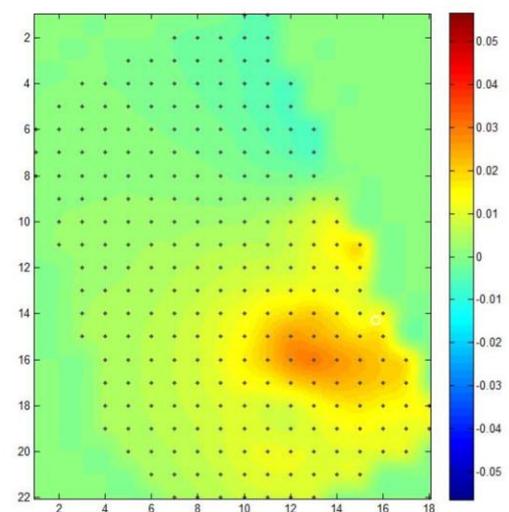


A „Fingerabdruck“ einer MU

B Ausschnitt einer Elektrodenreihe



C Beginn des MUAP



D Termination des MUAP

Abbildung 51: Beispiel für eine motorische Einheit (MU), die unklare Phänomene bei der Fortleitung des Aktionspotentials (APs) zeigt. A „Fingerabdruck“ der MU. B Auswahl einer „Elektrodenreihe“. Der zeitliche Amplitudenverlauf wurde in Form einer Filmsequenz dargestellt. C zeigt den Beginn des MUAPs (rot) und D zeigt dessen Termination. Das MUAP beginnt hier an zwei verschiedenen Orten und erlischt an einem Ort dazwischen.

### 3.9 Interrelationen zwischen bestimmten Parametern

#### 3.9.1 MU-Territorienlänge und elektrische Größe (Makro-EMG)

Die Beziehung der Länge der MU-Territorien mit den Werten des Makro-EMG (Abb. 52) zeigte einen Trend für kleinere elektrische Größen bei MUs mit kleineren Territorien. Der Korrelationskoeffizient betrug 0,30 und war hoch signifikant ( $p = 0,23 \times 10^{-3}$ ).

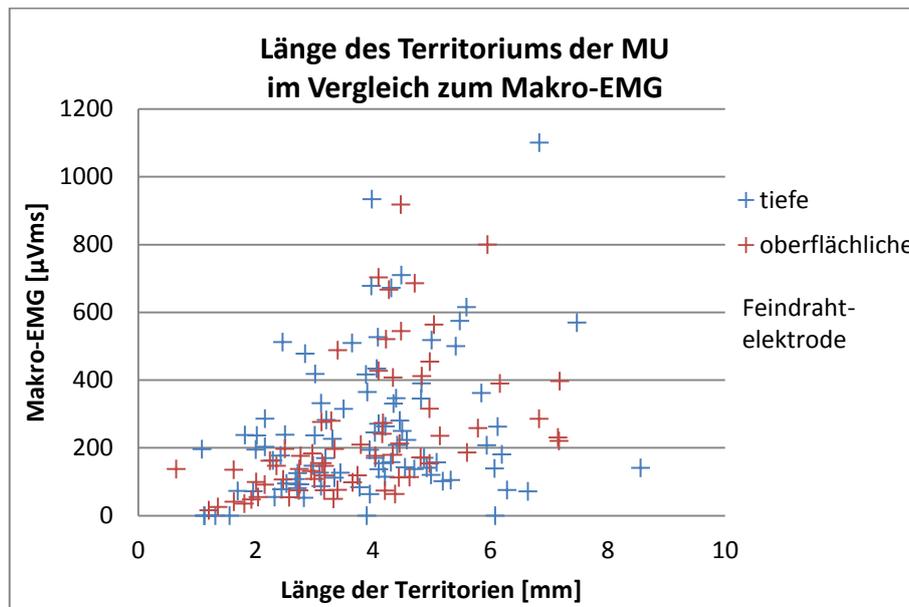


Abbildung 52: Vergleich von Länge des Territoriums zu den Werten des Makro-Elektromyogramms (EMG) der motorischen Einheiten (MUs), die durch die oberflächliche (rot) und die tiefe (blau) Feindrahtelektrode gemessen wurden.

#### 3.9.2 Tiefe und der Länge der MU-Territorien

Der Vergleich zwischen Tiefe und der Länge der MU-Territorien ergab keine signifikante Tendenz zu einer spezifischen Verteilung der verschiedenen großen MU-Territorien im M. masseter (siehe Abb. 53). Dies bedeutet, dass sowohl groß- als auch kleinflächige MUs in tiefen sowie in oberflächlichen Muskelregionen vorkamen.

Dagegen war der Zusammenhang zwischen Territorienlänge und relativer Muskeltiefe mit einem Korrelationskoeffizient von 0,17 zwar gering jedoch schwach statistisch signifikant ( $p = 0,04$ ) (siehe Abb. 54). Demnach hätten die oberflächlichen MUs die kleineren Territorien.

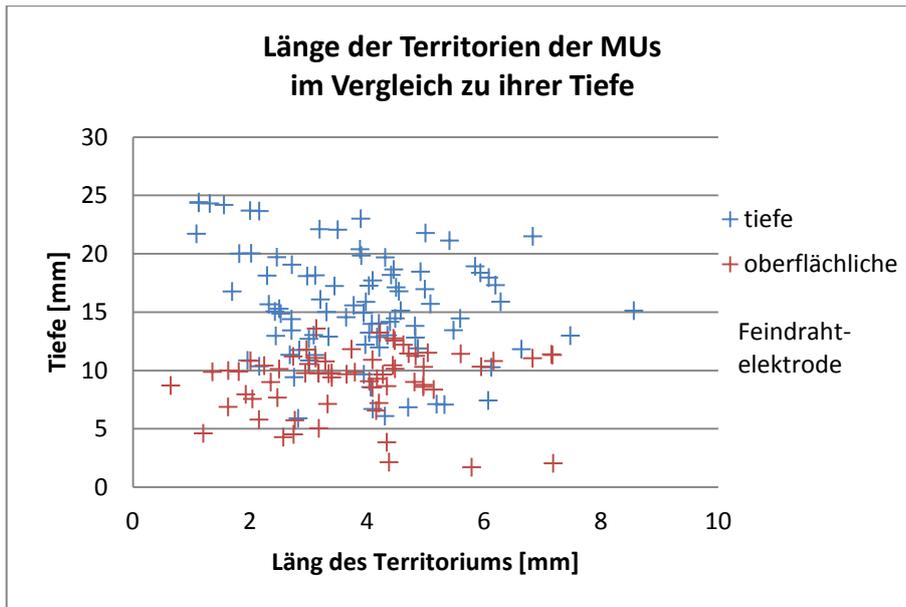


Abbildung 53: Vergleich von Länge der Territorien der motorischen Einheiten (MUs) mit ihrer Tiefe. Die Werte sind bezogen auf die oberflächliche (rot) und tiefe (blau) Feindrahtelektrode dargestellt. Es wird deutlich, dass unterschiedlich große MUs über den gesamten Muskel gleichmäßig verteilt sind.

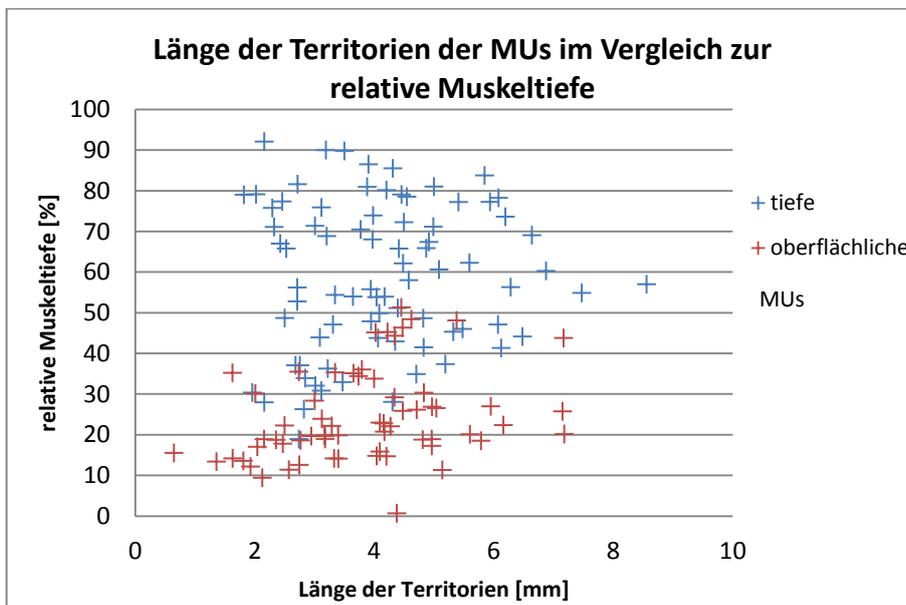


Abbildung 54: Werte für die Länge der Territorien der motorischen Einheiten (MUs) im Verhältnis zu ihrer relativen Muskeltiefe. Werte sind bezogen auf die oberflächliche (rot) und tiefe (blau) Feindrahtelektrode dargestellt.

### 3.9.3 Elektrische MU-Größe (Makro-EMG) und Tiefe der MUs im Muskel

Ebenfalls wurde das Makro-EMG ins Verhältnis zur absoluten Tiefe der MUs gesetzt und in Abb. 55 dargestellt. Der signifikante Korrelationskoeffizient von 0,23 ( $p = 0,579 \times 10^{-2}$ ) wies auf einen Zusammenhang zwischen beiden Größen hin, wonach die oberflächlichen MUs tendenziell eine kleinere elektrische Größe hätten.

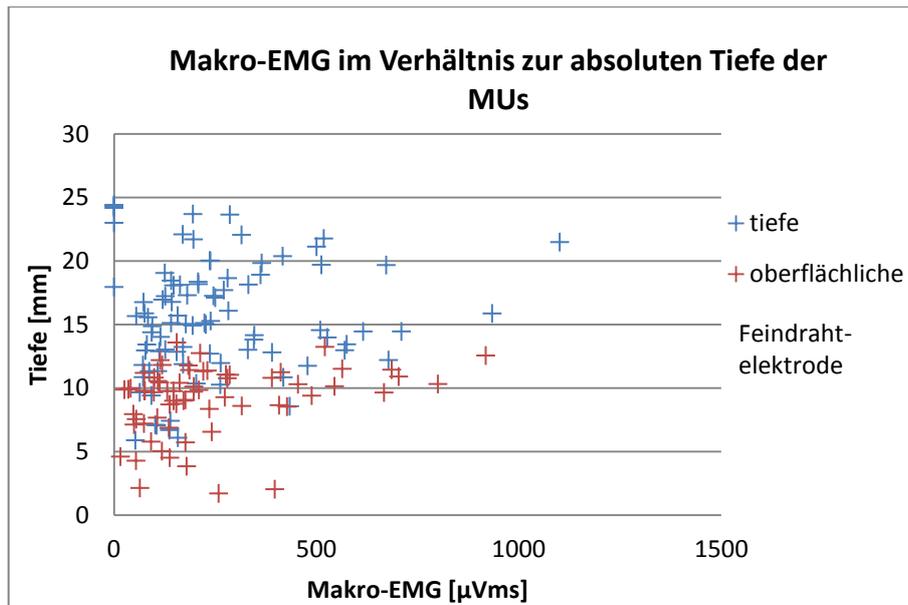


Abbildung 55: Verhältnis von Werten des Makro-Elektromyogramms (EMG) zu den Werten für die absolute Tiefe der motorischen Einheiten (MUs), die durch die oberflächliche (rot) und die tiefe (blau) Feindrahtelektrode gemessen wurden.

Für den Parameter der relativen Muskeltiefe in % der Gesamtmuskeldicke (Abb. 56) lag der entsprechende Korrelationskoeffizient lediglich bei 0,18 und war schwach statistisch signifikant ( $p = 0,0315$ ).

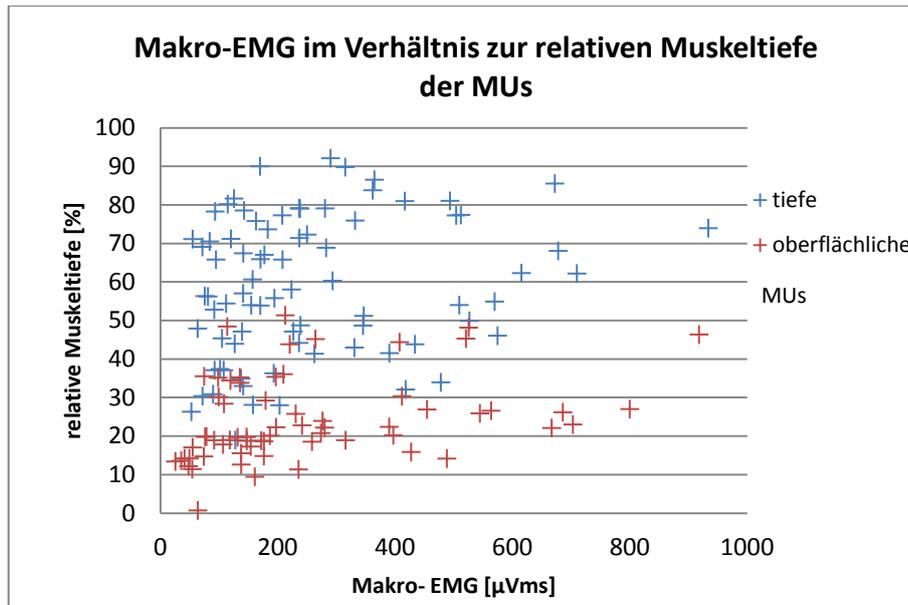


Abbildung 56: Interrelation zwischen Werten des Makro-Elektromyogramms (EMG) und relativer Muskeltiefe der motorischen Einheiten (MUs), die durch die oberflächliche (rot) und die tiefe (blau) Feindrahtelektrode gemessen wurden.

### 3.9.4 Feuerrate und Tiefe der MUs

Die Interrelation zwischen Feuerrate und Tiefe (Abb. 57) wies einen signifikanten negativen Korrelationskoeffizienten von  $-0,24$  ( $p = 0,35 \times 10^{-2}$ ) auf. Demnach zeigten oberflächlichere MUs eine höhere Frequenz als tiefe MUs. Es konnte jedoch keine signifikante Korrelation zwischen relativer Muskeltiefe und der Feuerrate festgestellt werden.

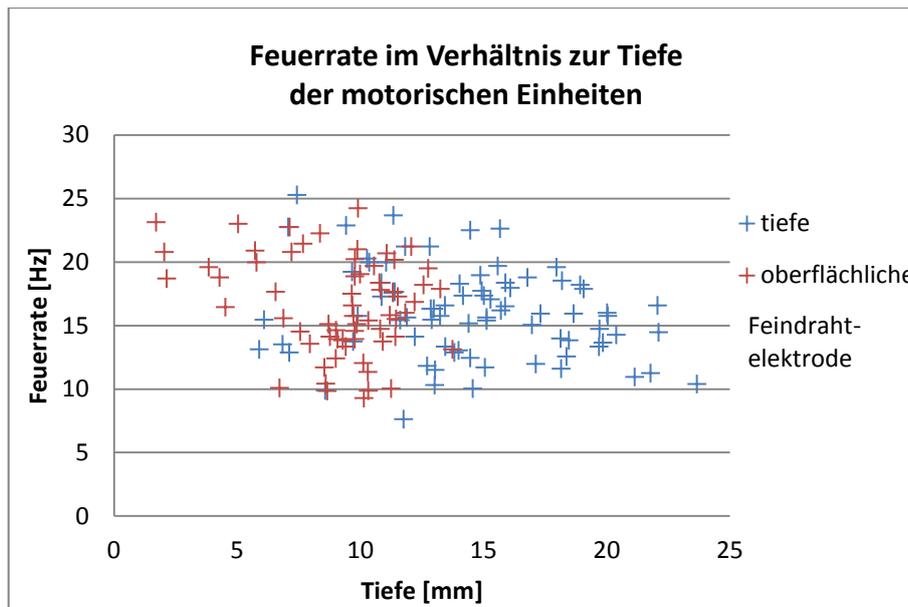


Abbildung 57: Darstellung der motorischen Einheiten (MUs) der tiefen Feindrahtelektrode (blau) und der oberflächlichen Feindrahtelektrode (rot) im Verhältnis von ihrer absoluten Tiefe zu ihrer Feuerrate.

### 3.9.5 Oberflächen-EMG-Parameter und Tiefe der MUs

Bei der Untersuchung der Parameter des Oberflächen-EMG im Vergleich zur Tiefe der MU ergaben sich signifikante negative Korrelationskoeffizienten. Beispielsweise lag dieser für die Fläche der Oberflächen-EMG-MUAPs bei  $-0,22$  ( $p = 0,96 \times 10^{-2}$ ), und für die Amplitude des negativen Peaks bei  $-0,24$  ( $p = 0,36 \times 10^{-2}$ ). In diesem Zusammenhang war es jedoch von großer Bedeutung, die tiefenkorrigierte MU-Größe ins Verhältnis zur relativen Muskeltiefe zu setzen. Hierbei konnte keine statistisch signifikante Korrelation festgestellt werden (siehe Abb. 58). Dadurch wird deutlich, dass die unterschiedlich großen MUs über die gesamte Tiefe verteilt sind.

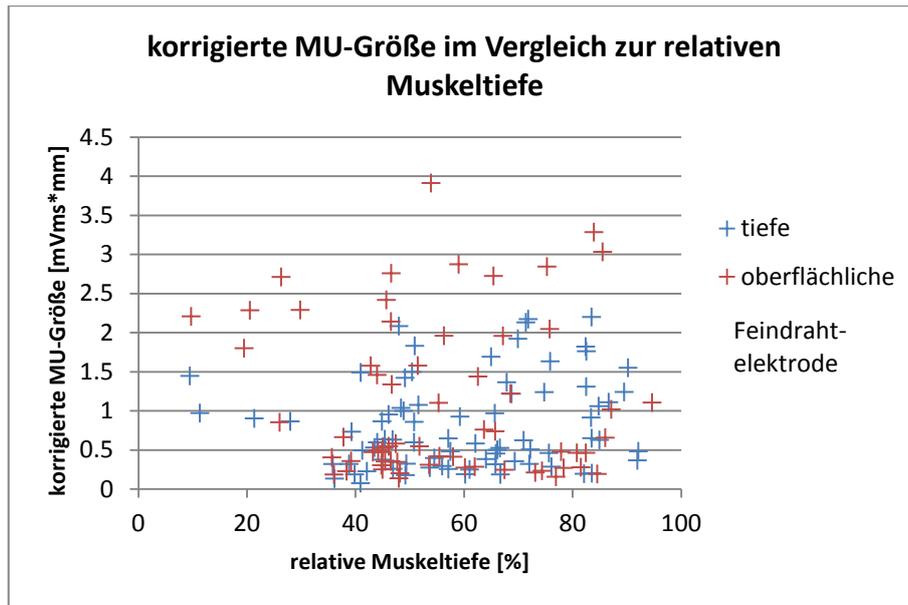


Abbildung 58: Werte für die korrigierte elektrische Größe der motorischen Einheiten (MUs) im Vergleich zur relativen Tiefe der MUs in % der Muskeldicke.

Des Weiteren wurde in Abb. 59 eine Grenzwertlinie bei 0,05 mV angelegt. Über dieser Grenze könnten auch ohne die Anwendung von STA MUs aus dem Grundrauschen des Oberflächen-EMG-Signals abgegrenzt werden. Das heißt, dass diese auch bei einer reinen Oberflächen-EMG-Messung identifiziert werden könnten. Aus diesem Blickwinkel wird deutlich, dass hier zwar viele kleine MUs im Störgeräusch des Signals verschwinden, jedoch die identifizierbaren alle unterschiedlich tief im Muskel verteilt liegen. Somit kann das herausfilterbare MU-Sample bei reinen Oberflächen-EMG-Messungen als repräsentativ gelten.

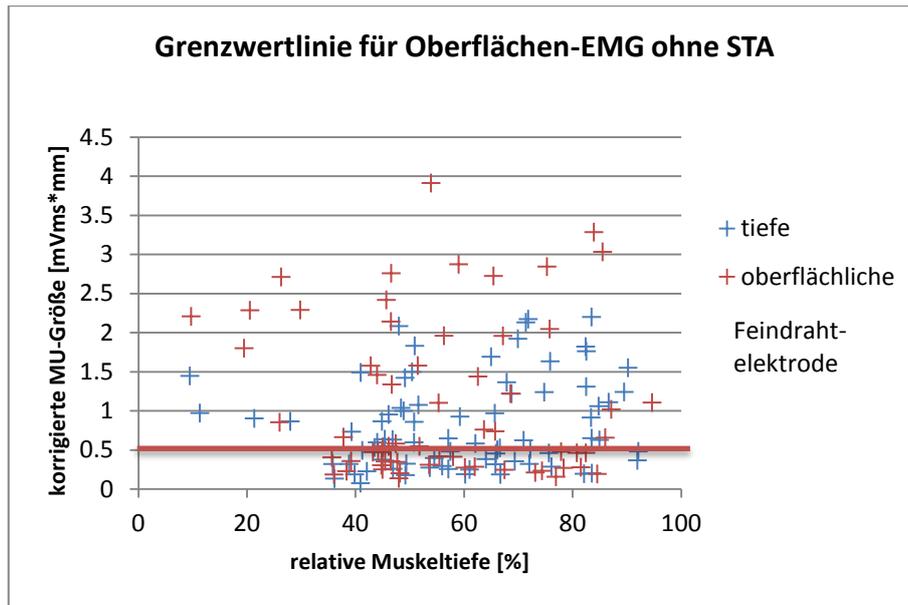


Abbildung 59: Zusammenhang zwischen korrigierter elektrischer Größe der motorischen Einheiten (MUs) und der relativen Tiefe dieser MUs im Muskel, bezogen auf die jeweilige Feindrahtelektrode. Die rote Querlinie markiert die Potentialgrenze von 0,05mVms über der MUs auch ohne Spike Triggered Averaging (STA) aus dem Grundlinienrauschen des Oberflächen-EMG abzugrenzen sind.

Auch konnte kein Zusammenhang zwischen Tiefe der MUs und dem Detektieren einer MUAP-Fortleitung festgestellt werden. Dies bedeutet, dass in allen Tiefen des M. masseters (1,70 mm bis 23,66 mm Tiefe (Medianwert: 11,40) MUs mit Fortleitungseigenschaften vorhanden waren (siehe Abb. 60).

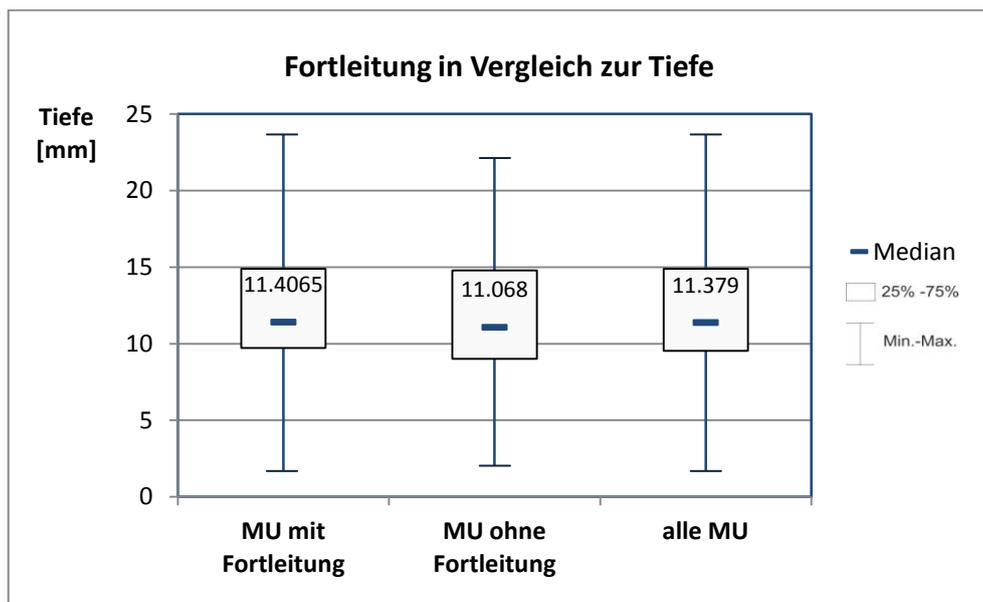


Abbildung 60: Darstellung der Werte für die Tiefe des Zentrums der motorischen Einheiten (MUs), die im Oberflächen-Elektromyogramm (EMG) eine Fortleitung des Aktionspotentials zeigten sowie MUs bei denen keine Fortleitung beobachtet werden konnte im Vergleich zu allen im Oberflächen-EMG auswertbaren MUs.

## 4 Diskussion

### 4.1 Diskussion der Methode

#### 4.1.1 Versuchsaufbau

##### 4.1.1.1 Hochdichtes Oberflächen-Elektrodengitter

Durch die vorausgegangen metrischen Messungen an 18 Probanden konnte die Größe und Form des spezielles Oberflächen-EMG-Elektrodengitters so gestaltet werden, dass die Oberflächen-EMG-Messungen den gesamten M. masseter erfassen. Die Länge des M. masseter wird bei anatomischen Studien mit  $45,5 \pm 4,2$  mm angegeben (van Eijden TM 1997). Der Längenunterschied zu den hier gemessenen Werten ( $64,72 \pm 4,19$ ) ist dadurch zu erklären, dass hier bei der Längenmessung die maximale Distanz zwischen Jochbogen und Unterrand des Unterkiefers gemessen wurde. Die größere Länge ist jedoch von Vorteil, da bei den Oberflächen-EMG-Messungen jeder M. masseter möglichst vollständig abgedeckt werden soll.

Als IED wurden 3 mm in beiden Dimensionen ausgewählt. Diese Wahl basierte primär auf der Zahl an zur Verfügung stehenden Elektrodenkanälen und der zu bedeckenden Fläche. Zusätzlich musste das räumliche Nyquist-Kriterium erfüllt sein (Blok et al. 2002). Die Klebeeigenschaften des Elektrodengitters, die Elektroden-Haut-Impedanz, die Grundlinienstabilität sowie die Höhe von Störgeräuschen des Elektrodengitters sollten aufgrund des ähnlichen Designs sowie des gleichen Herstellungsverfahrens von Elektrodengitter und Klebefolie näherungsweise denen des für die faciale Muskulatur entwickelten Elektrodengitters entsprechen (Lapatki et al. 2004).

Um das spezielle Oberflächen-EMG-Elektrodengitter sowie die intramuskulären Drahtelektroden optimal und standardisiert auf dem Muskel zu positionieren wurden entsprechende Positionierungsrichtlinien entwickelt und an 10 Probanden validiert. Diese Validierung ergab unter anderem, dass das Elektrodengitter das Zentrum der Aktivität des M. masseter bei habitueller Interkuspitation vollständig abdeckt. Somit konnte auch bei den vorliegenden Messungen davon ausgegangen werden, dass die Aktivität des Muskels optimal durch das Elektrodengitter abgeleitet werden konnte. Durch die genaue Dokumentation der Lage der intramuskulären Feindraht- und Scanning-Elektroden relativ zum Oberflächen-EMG-Elektrodengitter konnte deren Lage im Gesicht exakt

nachvollzogen werden. Die Perforationen des Elektrodengitters durch welche die Scanning-Nadel bei der 1. Messung am Muskelbauch gestochen wurde beschränkten sich im gesamten Kollektiv auf acht verschiedene relativ zentral gelegene Perforationen, was einem Gebiet von 72 mm<sup>2</sup> entspricht (siehe Abb. 31). Bei einer Gesamtfläche des Elektrodengitters von ca. 2304 mm<sup>2</sup> liegt dieser relativ begrenzte Bereich deutlich im Zentrum des Aufnahmebereichs.

#### 4.1.1.2 Modifiziertes Scanning-EMG

Bei der vorliegenden Studie wurde eine abgewandelte Form der ursprünglichen Scanning-EMG angewandt (Stålberg und Eriksson 1987). Die klassische Technik sieht als Triggerelektrode eine Einzelfaserelektrode vor. Diese besitzt eine sehr hohe Selektivität und zeichnet das Signal von nur einer MU auf. Dadurch konnte mit der ursprünglichen Technik bei einem Scanning-Vorgang auch nur eine einzelne MU aus dem Signal der konzentrischen Scanning-Nadel herausgefiltert werden. Bei den vorliegenden Messungen wurden hingegen zwei unterschiedlich tief im Muskel positionierte bipolare Feindrahtelektroden statt einer Einzelfaserelektrode als Triggerelektrode verwendet, welche mehrere MUs gleichzeitig aufzeichnen konnten. Durch diese Modifikation konnten in unserer Studie gleichzeitig bis zu 15 MUs aus unterschiedlichen Tiefen gescannt werden. Die Vorteile dieses Vorgehens liegen darin, dass ein häufiges Wiederholen des Scansvorgangs zur Erfassung einer bestimmten Zahl von MUs entfällt. Zudem können die Verteilung der MUs im Muskel, und Zusammenhänge zwischen MU-Tiefe und anderen Parametern (wie z. B. Größe des Territoriums, elektrische Größe und Feuerfrequenz) untersucht werden. Ein weiterer Vorteil der bipolaren Drahtelektroden ist die Lagestabilität der Elektroden im Muskel. Durch die abgeknickten Elektrodenenden wird ein Verrutschen verhindert und es ist möglich, dass die Messungen bei unterschiedlichen Aktivitätsniveaus oder verschiedenen Bewegungsrichtungen durchgeführt werden. Ein Nachteil der Verwendung Feindrahtelektroden als Trigger liegt in der relativ zeitaufwendigen Dekomposition der Signale.

Die monopolare Nadelelektrode stellte eine weitere Modifikation zur ursprünglichen Scanning-EMG-Technik dar. Diese kann durch die konische Messoberfläche alle Muskelfasern um deren Spitze herum messen (Daube und Rubin 2009). Der dadurch resultierenden Unterschied im Bezug auf den Aufnahmebereich zwischen einer

monopolaren Nadel ( $3,0 \pm 0,6$  MUs) und einer konzentrischen Nadel ( $1,0 \pm 0,8$  MUs) wurde in einer Studie am *M. biceps brachii* verglichen (Kohara et al. 1993). Die Verwendung einer monopolaren Nadel erbrachte den Vorteil, dass man in einem Messvorgang eine größere Zahl an aktiven MUs aufnehmen konnte. Auch andere Scanning-EMG-Messungen wurden bereits mit einer monopolaren Nadelelektrode durchgeführt (Tonndorf und Hannam 1994). Anwender von intramuskulären EMG-Elektroden berichten zudem, dass monopolare Nadeln weniger Schmerzen bei der Untersuchung auslösen (Chan und Hsu 1991). Laut vergleichenden Studien gibt es jedoch während der intramuskulären EMG Untersuchung keinen signifikanten Unterschied bei der Schmerzauslösung zwischen monopolaren und konzentrischen Nadeln (Balbierz et al. 2006; Walker et al. 2001).

Während der Versuche wurde das angestrebte Aktivitätsniveau des Muskels in einem Bereich konstant gehalten, bei dem zwar mehrere, aber nicht zu viele MUs aktiv waren. Somit wurde gewährleistet, dass das Feindrahtelektroden-EMG noch vollständig dekomponierbar ist (McGill et al. 2004). Diese Bedingungen sind beim *M. masseter* schon bei leichter bis moderater Aktivität gegeben (Milner-Brown et al. 1973; Yemm 1977). Es gelang, bis zu 15 MUs pro Messung aus dem Feindrahtelektrodensignal zu dekomponieren und aus Scanning-Nadelektrodensignal herauszufiltern. Dies ist ein großer Vorteil gegenüber der klassischen Scanning-EMG-Technik (Stålberg und Eriksson 1987), da dort nur eine MU per Scan untersucht werden kann und somit zum Erlangen eines ähnlich großen MU Sample eine Vielzahl an Scans bzw. Muskelpenetrationen notwendig gewesen wäre.

Die Scanning-EMG-Messungen wurden zum einen zentral im Muskelbauch, d. h. in Bezug zur Gesamtoberfläche des *M. masseter* im antero-kaudalen Bereich, sowie ca. 1,1 cm kaudal davon durchgeführt. Entsprechend der heterogenen Aktivierbarkeit des *M. masseter* ist der antero-kaudale Bereich des *M. masseter* hauptsächlich bei vertikaler Kraftrichtung aktiv (Schumann et al. 1994). Demnach waren bei unseren Scans relativ viele aktive MUs bei einem niedrigen vertikalen Kraftvektor zu erwarten. Die Durchführung von zwei Scans hatte zum Ziel, das MU-Sample durch Identifikation von weiteren MUs mit leicht unterschiedlicher Position zu vergrößern. Die Drahtelektrodenpaare sowie die Scanning-Nadel wurden mithilfe einer

Parallelisierungsschiene exakt parallel zueinander gestochen werden. Nur so konnte sichergestellt werden, dass die Scanning-Nadel während ihres Weges durch den Muskel die Drahtelektroden nicht berührten. Da beim M. masseter von kleinen MU-Territorien auszugehen war (McMillan und Hannam 1991), war es notwendig, dass sich der Scanning-Korridor in relativ kleinem Abstand (hier 3 mm) zu den bipolaren Drahtelektroden befand. Nur durch diesen geringen Abstand konnte die Scanning-Nadel einige Territorien von MUs durchlaufen, die auch von den Triggerelektroden gemessen wurden.

#### 4.1.1.3 Einflüsse auf die EMG-Signale

In der Umgebung des M. masseter befinden sich weitere Muskeln (z. B. der M. buccinator), die durch ihre Aktivität das EMG-Signal beeinflussen können. Nach Applikation des Elektrodengitters sowie der Drahtelektroden wurde überprüft, ob das EMG-Signal der intramuskulären Elektroden durch Aktivierung anderer Muskeln beeinflusst wird. Beispielsweise konnte bei einer Messung beobachtet werden, dass eine der bipolaren Feindrahtelektroden fälschlicherweise die Aktivität des M. buccinator aufzeichnete. Daraufhin wurde diese Drahtelektrode weiter dorsal platziert, sodass letztendlich nur die Aktivität des M. masseter aufgezeichnet wurde.

Oberflächen-EMG-Signale vom M. masseter werden durch die Dicke des Hautgewebes, die Dicke der subkutanen Fettschicht sowie in bestimmten Regionen auch durch die über dem Muskel liegende Glandula Parotis beeinflusst (Lowery et al. 2002; Merletti et al. 2008; Nordander et al. 2003). In unserer Studie wurden mittels Ultraschall Messungen der Dicke der Haut einschließlich der subkutanen Fettschicht durchgeführt, um diese Parameter zu dokumentieren. Neben der Information dieser Messungen hinsichtlich der notwendigen Einstichtiefen für die intramuskulären Elektroden können diese Daten in zukünftigen, noch mehr detaillierten Analysen der Oberflächen-EMG-Signale eingesetzt werden.

#### 4.1.2 Auswertungsmethode

##### 4.1.2.1 Dekomposition

Die Dekomposition wurde mittels der Software EMGLAB-Programm durchgeführt (McGill et al. 2005). Dabei war es notwendig, die automatischen Analysen manuell zu korrigieren. Diese Aufgabe wurde durch eine im Dekomponieren erfahrene Person durchgeführt, um für alle Probanden, Messungen und MUs eine korrekte und einheitliche Vorgehensweise

zu gewährleisten. Die Komplexität dieser Korrekturen war abhängig vom Aktivitätsniveau der Ausgangssignale. Bei geringer bis mäßiger Muskelaktivität (10 bis 20 identifizierte MUs in den Signalen der Feindrahtelektroden), konnte das Signal der bipolaren Feindrahtelektroden vollständig dekomponiert werden. Das Dekompositionsprogramm EMGLAB erreicht bei MUAPs, deren Amplitude 2,5 mal größer ist als die Root-Mean-Square-Amplitude des gesamten Signals eine Genauigkeit von maximal 98 % (McGill et al. 2004). Die Genauigkeit der Dekomposition in unserer Studie wurde anhand von Stichproben überprüft. Dabei wich die Anzahl der dekomponierten Feuerereignisse nur minimal voneinander ab (siehe Tab. 6).

Trotz visuellem Kraft-Feedback und somit annähernd konstantem Kraftniveau kam es zu Schwankungen bei der Rekrutierung von einzelnen MUs. Ursachen waren vermutlich Schwankungen des Kraftniveaus oder Interaktionen mit anderen Kaumuskeln. So kann das Zusammenspiel mit den anderen Kieferschließern wie dem M. temporalis und dem M. pterygoideus medialis auch bei konstantem vertikalem Kraftniveau zu einer Schwankung des Aktivitätsniveaus des M. masseter bei gleichbleibendem Kraftoutput führen (Schindler et al. 2005b). Diese Schwankungen führen bei MUs, deren Rekrutierungsschwelle etwa am gewählten Aktivitätsniveau liegt, zu Lücken in ihrem Feuermuster. Dies hat wiederum Lücken in der Amplitudenkarte des Scanning-EMG zur Folge, was die Auswertbarkeit einschränkt.

Eine weitere Fehlerquelle bei der Dekomposition waren Superpositionen von sehr vielen (und z. T. ähnlichen) MUAPs. Insbesondere kleine oder weit entfernte MUs können in diesem Fall nicht korrekt dekomponiert werden, weil diese durch besonders kleine und flache MUAP-Formen gekennzeichnet sind. Derartige Superpositionen traten auch deshalb auf, weil die unterschiedlich tiefen Feindrahtelektroden nahezu immer verschiedene Aktivitätsniveaus aufwiesen, und daher das gewählte Aktivitätsniveau einen Kompromiss darstellte. Dieser Kompromiss hatte zum Ziel, dass in beiden Signalen jeweils zwei MUs dekomponierbar waren.

Eine weitere Schwierigkeit der Dekomposition war die Ähnlichkeit von zwei oder mehreren MUAP-Formen. Diese macht es teilweise unmöglich die MUs fehlerfrei voneinander zu unterscheiden und somit kann nicht absolut ausgeschlossen werden, dass zwei MUs fälschlicherweise als eine Einheit dekomponiert wurden.

#### 4.1.2.2 Auswertung der Amplitudenkarten des Scanning EMG

Wir erachteten es im Gegensatz zur ursprünglichen Scanning-EMG-Methode (Stålberg und Eriksson 1987) in unserer Studie als nicht sinnvoll, einen Amplituden-Schwellenwert festzulegen, dessen Überschreitung den Beginn einer MU definiert. Eine nach unserer Ansicht zielführendere Vorgehensweise liegt in der Anpassung der Schwelle an das in gewissem Maße in seiner Amplitude variable Grundrauschen. Demzufolge wurde die Begrenzung des Territoriums einer MU visuell vorgenommen; ein rascher Anstieg der Amplitude über das Niveau des Grundrauschens hinaus kennzeichnete den Beginn des Territoriums; das Ende des Territoriums war durch den Abfall der Amplitude unter dieses Niveau charakterisiert. Die so erfasste metrische Distanz ist ein Indikator für die Querschnittsfläche der MU (Navallas et al. 2012). Ein großer Vorteil der manuellen Begrenzung war zudem, dass Signal-Artefakte bei der Bestimmung der MU Territorien nicht mit einbezogen wurden (siehe Abb. 35).

#### 4.1.2.3 Auswertung der Oberflächen-EMG-Amplitudenprofile

Im Gegensatz zur Bestimmung der Position der motorischen Endplatte, die mit Hilfe der monopolen Amplitudenkarten unter Berücksichtigung der „Fingerabdrücke“ und der MUAP-Amplitudenverlaufsfilm durchgeführt wurde, stellte sich die Identifikation und qualitative Beschreibung von MUAP-Fortleitung als schwierig heraus. Beispielsweise können die gefiederte Faserstruktur und damit der nicht parallele Faserverlauf zur Ableitrichtung sowie die kurzen Muskelfaserlängen des M. masseters Ursachen für die Schwierigkeit der Auswertung der Fortleitungseigenschaften sein. Für die weitere Analyse und Interpretation der Amplitudenprofile von MU des M. masseters anhand der vorliegenden Daten müssen daher noch geeignete Modelle entwickelt und getestet werden.

#### 4.1.3 Elektrische Größe bestimmt durch Makro-EMG

Die Werte des Makro-EMGs können laut einer Studie zur Abschätzung der elektrischen Größe von MUs herangezogen werden. Denn insbesondere die Fläche unter dem Makro-EMG-Signal korrelieren mit der elektrischen Größe der MU (Stålberg et al. 1986). Um in unserer Studie ein dem Makro-EMG äquivalentes Signal zu rekonstruieren, wurden die Scanning-EMG-APs über einen Bereich von 15 mm (7,5 mm vor und 7,5 mm nach dem Zentrum der MU) gemittelt. Aufgrund der Lage mancher MU an der Knochengrenze oder

an der Grenze zur Haut war es jedoch nicht immer möglich, 7,5 mm in beide Richtungen (medial und lateral) vom Zentrum der MU zu mitteln. Zudem war zu beachten, dass es auch Messungen gab, bei denen die gesamte Muskeldicke unter 15 mm lag. Demzufolge kam es vor, dass nur über einen geringeren Bereich gemittelt werden konnte. Diese Einschränkung wäre aber auch bei einem herkömmlichen Makro-EMG mit Makro-Nadel gegeben (Stålberg 2011). Ein grundsätzlicher Vorteil der Rekonstruktion des Makro-EMG nach unserer Vorgehensweise ist, dass der Bereich über den gemittelt wird, immer vom Zentrum der MU ausgeht.

Bei der Auswertung der Amplitudenkarten und der Rekonstruktion des Makro-EMGs galt es zu beachten, dass diese Schritte nur für MUs durchgeführt wurden, die in dem zu mittelnden Bereich tatsächlich vollständig dekomponiert waren. So hätten große Dekompositionslücken innerhalb des Territoriums zu fehlerhaften Makro-EMG-Werten geführt. Zudem kann trotz des Feedbacks nicht ausgeschlossen werden, dass es kleine Schwankungen im Aktivitätsniveau während des Scanning-Vorgangs gab, welche das Makro-EMGs beeinflussten. Dies ist ein Nachteil zum herkömmlichen Makro-EMG, bei dem alle Muskelfasern der MU zum selben Zeitpunkt messtechnisch erfasst werden, und sich somit Schwankungen im Aktivitätsniveau nicht auswirken (Stålberg 2011).

#### 4.1.4 Elektrischen MU-Größe bestimmt durch Oberflächen-EMG

Durch die positive Korrelation zwischen einigen Oberflächen-EMG Parametern (Fläche unter der Potentialkurve, Amplitude der negativen als auch positiven Potentialzacke, und Amplitude zwischen positiver und negativer Potentialzacke) und Makro-EMG (Roeleveld et al. 1997a) lässt sich die elektrische Größe einer MU nach entsprechender Tiefenkorrektur auch im Oberflächen-EMG bestimmen. In unserer Studie wurden diese Parameter bei derjenigen Oberflächenelektrode bestimmt, die am nächsten zur motorischen Endplatte lag und somit dort die größten Werte gemessen werden konnten. Die entsprechende Tiefenkorrektur der Oberflächen-EMG-MUAPs wurde hier basierend auf der Annahme durchgeführt, dass die Amplitude des Oberflächensignals linear mit dem Abstand zur elektrischen Quelle und somit mit der Tiefe der MU abnimmt. Dabei wurde von einem sehr vereinfachten Modell ausgegangen, nachdem die MUs in der durch Scanning-EMG bestimmten Tiefe eine punktförmige elektrische Quelle darstellen. Da es sich dagegen um dreidimensionale Strukturen mit unterschiedlicher Ausdehnung

und Orientierung handelt, müssen geeignete mathematische Modelle entwickelt werden, die den tatsächlichen Zusammenhang zwischen Tiefe, Ausdehnung und dreidimensionaler Orientierung der MUs und den Parametern des Oberflächen-EMG besser darstellen können.

#### 4.2 Diskussion der Ergebnisse

Die durchschnittliche Dauer der Scanning-EMG-Vorgänge von  $100,3 \pm 19,8$  Sekunden entspricht einer mittleren Dicke des M. masseters von ca.  $15 \pm 3$  mm. Subtrahiert man von den Werten des Weichgewebes bei den vorausgegangenen Ultraschall-Messungen am angespannten M. masseter die Dicke der Haut einschließlich des subkutanen Fettgewebes, ergibt sich auch hier eine Masseterdicke von durchschnittlich ca. 15 mm. Andere Studien erzielten für den M. masseter ähnliche Ergebnisse durch Ultraschalluntersuchungen ( $15,4 \pm 2,6$  mm im medialen Bereich und  $13,3 \pm 3,2$  mm im kaudalen Bereich) (Raadsheer et al. 1994). Die Werte der MRT-Messungen lagen bei  $16,8 \pm 2,4$  mm (Raadsheer et al. 1994). Eine andere Studie ergab am entspannten M. masseter Werte von  $13,5 \pm 2,8$  mm im medialen Teil und  $11,9 \pm 2,8$  mm im kaudalen Teil (Emshoff et al. 2003). Auch diese Werte sind mit denen hier am entspannten M. masseter gemessenen Sonographien vergleichbar.

Die hier gemessenen Werte für die Feuerfrequenzen von MUs des M. masseters (Median = 15,8 Hz; Minimum = 7,6 Hz; Maximum = 27,4 Hz) liegen auch aus früheren Studien am M. masseter vor. Beispielsweise wurde die Variabilität der Feuermuster der MUs des M. masseters (sowie zusätzlich des M. temporalis) bei willkürlicher isometrischer Kontraktion mit Einzelfaser-EMG ermittelt (Eriksson et al. 1984, Hannam und McMillan 1994). Ergebnis war, dass die niedrigste bevorzugte Feuerfrequenz zwischen 5 und 8 Hz lag, die höchsten messbare Feuerraten lagen dabei zwischen 20-25 Hz (Eriksson et al. 1984). In einer weiteren Studie wurden Median-Feuerfrequenzen zwischen 6,1 Hz und 26 Hz ermittelt, wobei die kleinen, früh rekrutierten MUs die höheren Frequenzen aufwiesen (Derfler und Goldberg 1978).

Ein Muskel ist grundsätzlich in der Lage seine Kraft durch eine Erhöhung der Feuerfrequenz seiner MUs, oder durch zusätzliche Rekrutierung weiterer (größerer) MUs zu steigern (Kernell 2003; Hannam und McMillan 1994). Das in unserer Studie gewählte moderate Aktivitätsniveau führte dazu, dass unterschiedlich große MUs mit

unterschiedlicher Feuerfrequenz detektiert wurden. Somit war es möglich, Zusammenhänge zwischen der Feuerrate und z. B. der Tiefe von MUs oder deren elektrischer Größe zu analysieren.

In der vorliegenden Studie konnten 10 Probanden an je zwei Positionen gescannt und dabei insgesamt 241 MUs detektiert und evaluiert werden. Bei anderen Scanning-EMG-Studien am M. masseter wurden im Vergleich dazu lediglich 32 MUs bei fünf Probanden (Stålberg und Eriksson 1987), bzw. 162 MUs bei vier Probanden (Tonndorf und Hannam 1994) untersucht. Auf Basis des relativ großen MU Samples sollten die Ergebnisse der vorliegenden Studie sehr repräsentativ sein. Desweiteren war es in unserer Studie möglich, 137 MUs des M. masseter durch eine Kombination von einem hochdichten (256-Kanäle) Oberflächen-EMG und Scanning-EMG messen und auswerten zu können. Bisher kombinierte nur eine Studie ein 36-Kanal-Oberflächen-EMG mit Scanning-EMG am M. biceps brachii um die Lokalisation der MUs in der Tiefe zu untersuchen. Es konnten dabei 52 MUs analysiert werden (Roeleveld et al. 1997b). Eine Untersuchung am M. masseter dieser Art wurde bis dato noch nicht veröffentlicht.

Die in der vorliegenden Studie ermittelten Querschnittslängen der M. masseter MU-Territorien (Median = 3,94 mm; 0,65 mm - 8,56 mm) sind entsprechenden Werten aus anderen Studien von  $3,7 \pm 0,6$  mm (0,6 mm - 12,5 mm) (Stålberg und Eriksson 1987) und  $3,7 \pm 2,3$  mm (von 0,4 mm - 13,1 mm) (Tonndorf und Hannam 1994) grundsätzlich ähnlich. Ein Unterschied bestand darin, dass in der vorliegenden Studie maximale Territorienlängen von 8,56 mm, im Gegensatz zu den Maximalwerten der genannten früheren Studien von bis zu 13 mm, gefunden wurden.

Analog zu den früheren genannten Scanning-EMG-Studien am Masseter wurde in der vorliegenden Studie das MU-Territorium nur eindimensional, d. h. in medio-lateraler Richtung, gescannt. Somit konnte die Größe des MU-Territoriums grundsätzlich nur abgeschätzt werden (Stålberg und Eriksson 1987). Dies liegt daran, dass der Scanning-Korridor die MU an zufälliger Stelle durchquert und nicht immer exakt in der Mitte; nur bei einem runden Querschnitt würde die maximale Länge gemessen. Statistisch gesehen beträgt die gescannte medio-laterale Länge etwa 87 % der wahren Länge eines runden Querschnitts beträgt (Stålberg und Eriksson 1987).

Durch die „motor unit mapping technique“ wurde in einer anderen früheren Studie das Gebiet von 32 MUs des M. masseter dreidimensional bestimmt (McMillan und Hannam 1991). Dabei wurde festgestellt, dass die Territorien der MUs des M. masseter oval bzw. zigarrenförmig sind, und durchschnittliche Abmessungen von 6,1 mm in anterior-posteriorer Richtung, 3,8mm in superior-inferiorer Richtung, und 3,2 mm in medio-lateraler Richtung aufweisen. Basierend auf einem zigarrenförmigen dreidimensionalen MU-Territorium wird die Länge der Querschnittsfläche durch den rein medio-lateralen Scanning-Korridor in größerem Ausmaße unterschätzt, als es bei einer kugelförmigen Form der Fall wäre.

Zur erwähnten Unterschätzung des Territoriums kommt eine geringe Überschätzung des Gebiets durch die Verwendung der monopolaren Scanning-Nadel in unserer Studie. Diese Überschätzung wird u. a. dadurch deutlich, dass v. a. große und sehr oberflächlich gelegene MUs auch im Fettgewebe über dem Muskel durch die Scanning-Nadel noch erfasst wurden. Diese Überschätzung besteht jedoch auch bei einer konzentrischen Scanning-Nadel und ist somit auch bei vergleichbaren anderen Scanning-EMG-Messungen vorhanden (Stålberg und Eriksson 1987; Gootzen et al. 1992; Tonndorf und Hannam 1994; Navallas et. al 2012). Eventuell liegt in diesem Effekt eine Erklärung, dass bei den klassischen Scanning-EMG-Studien am M. masseter Territorienlängen von bis zu 13 mm gefunden wurden.

Durch die Dokumentation der Tiefe der Scanning-Nadel sowie die konstante Scanning-Geschwindigkeit konnte die Nadelposition zu jeder Zeit des Scans nachvollzogen werden. Somit ließ sich eine genaue Aussage über die Tiefe jeder MU treffen. Die gefundene gleichmäßige Tiefen-Verteilung der aktiven MUs deutet darauf hin, dass bei geringem vertikalen Kraftvektor die gemessenen Bereiche des M. masseter (am Muskelbauch und 1cm kaudal davon) in jeder Schicht aktiv sind. In weiteren Studien muss untersucht werden, ob Unterschiede bei der Tiefen-Verteilung der aktiven MUs bei unterschiedlichen Krafrichtungen und – niveaus vorliegen.

Parameter des Makro-EMGs korrelieren mit der elektrischen Größe der MU (Daube und Rubin 2009; Merletti und Farina 2009) wobei u.a. eine Abhängigkeit dieser Parameter von der Anzahl und der Größe der einzelnen Muskelfasern der MU besteht (Stålberg 2011). Demzufolge ist mit dem Makro-EMG zwar eine Aussage über die elektrische Größe der

MU möglich, jedoch keine sichere Aussage über die Größe des MU-Territoriums. Dies wird auch durch den niedrigen Korrelationskoeffizienten zwischen beiden Werten von  $r = 0,30$  deutlich. Somit muss die Größe des MU-Territoriums noch von anderen Faktoren abhängen. Ein möglicher Parameter ist die Muskelfaserdichte innerhalb der MUs. Ein Maß hierfür ist die durchschnittliche Anzahl an Muskelfasern im Aufnahmebereich einer Einzelfaserelektrode, welche für den M. masseter bei 1,35 liegt (Stålberg et al. 1986).

Wie in früheren Studien wurden auch in der Vorliegenden positive Korrelationen zwischen den Makro-EMG-Parametern und Parametern des Oberflächen-EMG-Potentiale, wie z. B. der Fläche des Oberflächen-EMG-MUAPs oder der maximalen negativen MUAP-Amplitude, festgestellt (Roeleveld et al. 1997a). Diese Oberflächen-EMG-Parameter hängen jedoch stark vom Abstand der MU von der Hautoberfläche und somit von der Tiefe der MU ab. Deshalb wurde in einer früheren Studie am zylinderförmigen M. biceps eine Abschätzung der Tiefe der MUs anhand der Oberflächentopographie der Amplitudenprofile vorgeschlagen (Roeleveld et al. 1997a). Dort wurde ein Modell für den M. biceps entwickelt, mit dem eine Normalisierung der Oberflächen-EMG-Amplitudenprofile durchgeführt werden konnte und dadurch nützliche Informationen über die elektrische Größe der MUs lieferte (Roeleveld et al. 1997a).

Eine einfache Tiefenkorrektur für MU des M. masseters ergab hier ebenfalls eine Verbesserung der Interrelation zwischen Makro-EMG und korrigierter MU-Größe, die aus dem Oberflächen-EMG bestimmt wurde (Korrelationskoeffizient:  $0,57$   $p = 6,89 \times 10^{-14}$ ). Da hierbei von punktförmigen MUs ausgegangen wurde, ist diese Tiefenkorrektur nur als stark vereinfachtes Modell anzusehen. Die MUs des gefiederten M. masseter weisen dagegen eine dreidimensionale Struktur und Orientierung im Muskel auf. So muss, durch die Entwicklung geeigneter mathematischer Modelle und durch weitere Analysen der gemessenen Daten der tatsächliche Zusammenhang zwischen Oberflächen-EMG-Parametern und Lokalisation sowie Orientierung der MUs untersucht werden. Anschließend könnte eine spezielle Tiefenkorrektur für diesen Muskel entwickelt werden. Nach einer solchen angepassten Tiefenkorrektur könnte ein hochdichtes Oberflächen-EMG genaue Informationen z. B. über die elektrische Größe der MUs liefern. Theoretisch wäre es im Umkehrschluss einer solchen Tiefenkorrektur ebenfalls möglich, durch die

Oberflächen-EMG-Potentiale und deren topographische Verteilung auf die Tiefe der MUs schließen zu können (Roeleveld et al. 1997a).

Um eine Fortleitung des MUAP im Oberflächen-EMG detektieren und charakterisieren zu können, sind mehrere Voraussetzungen erforderlich. Erstens ist es zur Bestimmung der Ausbreitungsrichtung und -geschwindigkeit der MUAPs sowie der Faserlänge notwendig, dass die Elektroden möglichst parallel zur Muskelfaserrichtung ausgerichtet sind (Zwarts und Stegeman 2003). Eine diesbezügliche Limitation beim M. masseter ist, dass er kurze Muskelfasern besitzt, welche nicht parallel zur Hautoberfläche sondern mit einem variablen Fiederungswinkel zwischen fünf Sehnenblättern verlaufen (Schumacher 1961). Ein weiteres Kriterium für die Charakterisierung von Fortleitungseigenschaften mittels Oberflächen-EMG ist das Vorhandensein einer gewissen Muskelfaserlänge. Eine diesbezügliche Grundregel besagt, dass im Oberflächen-Elektrodengitter keine Fortleitung des MUAPs sichtbar ist, falls die Muskelfasern der entsprechenden MU kürzer sind als der dreifache Wert der IED, d. h. im Fall unserer Studie 3 mm (Castroflorio et al. 2005b). Die Hypothese, dass bei tiefen MUs, aufgrund der geringen Oberflächenamplitude, eher weniger Fortleitung festgestellt werden kann, konnte in unserer Studie nicht bestätigt werden.

In unserer Studie wurden Interrelationen zwischen verschiedenen evaluierten Parametern ausgewertet. Die gefundene signifikante negative Korrelation zwischen Makro-EMG und der Feuerrate der MUs (Korrelationskoeffizient:  $-0,33$ ,  $p = 4.361 \times 10^{-5}$ ) deutet darauf hin, dass MUs mit kleinem Makro-EMG (d. h. kleinere und früher rekrutierte MUs) höheren Feuerfrequenzen besitzen. Dieses Ergebnis stimmt mit denen früherer Studien überein (Derfler und Goldberg 1978). Auch nach den geltenden Prinzipien bei der Kraftsteigerung (Kernell 2003) ist dieses Ergebnis plausibel, da die kleinen MUs im Rahmen einer Kraftsteigerung zuerst ihre Frequenz erhöhen, und erst bei weiterer Erhöhung der Muskelkraft weitere, größere MUs rekrutiert werden (Henneman et al. 1965).

In unserer Studie konnte lediglich eine schwach signifikante Beziehung (Korrelationskoeffizient:  $0,17$ ;  $p = 0,04$ ) zwischen der Länge der MU-Territorien und der relativen Muskeltiefe festgestellt werden. Ebenfalls bestand eine positive Korrelation zwischen der MU-Tiefe und dem Makro-EMG; der entsprechende Korrelationskoeffizient

betrug von 0,23 und war statistisch signifikant ( $p = 0,58 \times 10^{-2}$ ). Die Normalisierung der MU-Tiefe in Bezug auf die Muskeldicke führte jedoch zu einer Abschwächung der genannten Korrelation (Korrelationskoeffizient nur noch 0,18;  $p = 0,03$ ). Beide Interrelationen sprechen dennoch in gewisser Weise dafür, dass die tiefen MUs größer als die oberflächlichen wären. Ähnlich ist die gefundene signifikante negative Korrelation (Korrelationskoeffizient: -0,24,  $p = 0,35 \times 10^{-2}$ ) zwischen MU-Tiefe und Feuerrate zu werten. Andererseits konnte dieser Zusammenhang nach der Normalisierung der MU-Tiefe auf die individuelle Muskeldicke nicht mehr festgestellt werden.

Die negative Korrelation zwischen den Parametern Fläche unter der Oberflächen-EMG-Potentialkurve und MU-Tiefe von -0,22 ( $p = 0,96 \times 10^{-2}$ ) ist auch als sehr kritisch zu betrachten, da der Wert der elektrischen Größe bestimmt durch Oberflächen-EMG sehr stark von der Volumenleitung des Gewebes abhängt. So kann eine konkrete Aussage über diese Zusammenhänge erst dann möglich sein, wenn eine spezielle Tiefenkorrektur der elektrischen Größe stattgefunden hat (Roeleveld et al. 1997a). Nach einer einfachen Tiefenkorrektur dieser MU-Größe, konnte eine ähnliche Korrelation wie zwischen der Feuerrate und Makro-EMG festgestellt werden. Dagegen konnten keine statistisch signifikanten Interrelationen zwischen dieser korrigierten MU-Größe und der Lokalisation der MUs sowie deren Territorien festgestellt werden.

Auch gilt es beim M. masseter noch zu klären, ob eine Korrelation zwischen Tiefe und Größe der MUs bei größeren Kräften, anderen Kraftrichtungen oder an anderen Messstellen vorhanden ist. Dem in unserer Studie für den M. masseter gefundenen Trend widersprechend wurde in einer früheren Studie am M. vastus lateralis hinsichtlich des Zusammenhangs zwischen MU-Tiefe und elektrischer MU-Größe bei Aktivitätsniveaus zwischen 5 % und 60 % MVC festgestellt, dass die oberflächlichen MUs größer waren als die tiefen (Knight und Kamen 2005). Dieser Widerspruch könnte dadurch zu erklären sein, dass sich der M. masseter u. a. in seiner Muskelfaserzusammensetzung und -verteilung deutlich von Extremitätenmuskeln unterscheidet (Eriksson und Thornell 1983; Hannam und McMillan 1994; van Eijden und Turkawski 2001; Korfage et al. 2005), und zudem MUs der Kaumuskeln eine aufgabenspezifische Aktivität aufweisen (Hannam und McMillan 1994). Diese Unterschiede im Muskelaufbau könnten tatsächlich zu derart unterschiedlichen Ergebnissen führen.

Laut einigen histochemischen Studien bestehen regionale Unterschiede in der Faserzusammensetzung des M. masseter (Eriksson und Thornell 1983; van Eijden und Turkawski 2001; Korfage et al. 2005; Ringqvist et al. 1982). Mit 71,8 % sind die Typ I Fasern im tiefen medialen Teil des Masseters am häufigsten. Der posteriore Teil des Muskels enthält nur 16,8 % dieses Fasertyps (Eriksson und Thornell 1983). Demnach sollen die kleinen MUs mit niedriger Aktivierungsschwelle vor allem im tiefen medialen Teil des Masseters liegen. Diese Studien beziehen sich auf die klassische Teilung von tiefen und oberflächlichen Teil des M. masseter. Somit wurden dort unterschiedliche Muskelregionen miteinander verglichen. In der vorliegenden Studie wurde hingegen die Tiefenverteilung der MUs an einer konkreten Stelle der Pars superficialis des Muskels untersucht. Zudem wurde in den genannten Studien hauptsächlich die Muskelfasertypenverteilung untersucht, nicht direkt die Größe der MUs. Die Eigenschaften von MUs hängen zwar auch, aber nicht ausschließlich vom Muskelfasertyp ab (Burke et al. 1973). Die speziellen Muskelfasereigenschaften des M. masseter wie z. B. die Eigenschaft, dass die Typ-I Fasern größer als die Typ-II Fasern sind (van Eijden und Turkawski 2001) oder die vielen Hybridfasern (Korfage et al. 2005a) sprechen zudem dafür, dass man die Fasertypenverteilung nicht direkt mit der elektrischen Größe der MUs vergleichen kann. Auch deuten einige Studien daraufhin, dass die Kaumuskeln viele MUs enthalten, die nicht nur einen Muskelfasertyp beinhalten (van Eijden und Turkawski 2001; Kwa et al. 1995).

Die Topographie der Oberflächen-EMG-Potentiale ist stark durch die Tiefpass-Filterwirkung des Volumenleiters beeinflusst. Dies bedeutet, dass je größer die Entfernung der Messelektrode von der bioelektrischen Quelle, umso niedriger die Amplitude des Signals (Zwarts und Stegeman 2003). Diese Abhängigkeit limitiert ganz grundsätzlich die quantitative Aussagekraft des Oberflächen-EMGs für MU-Parameter wie z. B. Tiefe oder Territorienlänge. Andererseits können wiederum mittels Oberflächen-EMG Parameter bestimmt werden, die dem intramuskulärem EMG nicht zugänglich sind. Dies trifft insbesondere für topographische MU-Eigenschaften, wie z. B. die Muskelfaserrichtung und -länge sowie das zweidimensionale Oberflächenterritorium, zu (Lapatki 2005). Durch die hochdichte Oberflächen-EMG kann es zudem möglich sein, die

Ausdehnung und Tiefe der MUs topographisch abzuschätzen (Roeleveld und Stegeman 2002).

Ein wesentliches Ziel der vorliegenden Studie lag darin, zu untersuchen, ob die allein durch das hochdichte Oberflächen-EMG gemessenen MUs repräsentativ für alle MUs des durchschnittlich 20 mm dicken M. masseter sind. Im Allgemeinen wird von einer Messtiefe der Oberflächenelektroden von maximal ca. 20 mm ausgegangen (Blok et al. 2002). Bei simulierten MUAPs ergab sich eine maximale Messtiefe für kleine MUs von 10-12 mm und für große MUs bis 35 mm (Fuglevand et al. 1992). Durch die Methode des STA werden die Oberflächen-Potentiale gemittelt und das Grundrauschen potentiell verringert. Dadurch können auch kleine oder sehr tief gelegene MUs identifiziert werden. Diese wären jedoch ohne STA kleiner als das Grundrauschen des EMG-Signals und somit nicht analysierbar. Im Allgemeinen ist von einer Potentialsschwelle von mindestens 0.05mV auszugehen, ab der MUs auch ohne STA im Oberflächen-EMG vom Grundlinienrauschen abgegrenzt werden können (dieser Wert trifft auf einen qualitativ hochwertigen Signalverstärker, wie er in der vorliegenden Studie verwendet wurde zu).

Demzufolge können zwar viele kleine bzw. tief gelegene MUs durch das Oberflächen-EMG nicht detektiert werden (siehe auch Abb. 57). Jedoch sind gleichzeitig keine oder nur sehr schwache Korrelationen zwischen MU-Parametern und der relativen MuskelTiefe festgestellt worden. D.h. die tatsächlich detektierbaren MUs können somit als repräsentativ gelten.

## 5 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde nach einer metrischen Analyse verschiedener Gesichtsformen ein hochdichtes Oberflächen-Elektromyographie (EMG)-Elektrodengitter für den rechten Musculus (M.) masseter entwickelt. In einer experimentellen Studie wurden bei 10 Probanden Amplitudenprofile einzelner motorischer Einheiten (MUs) des M. masseter dreidimensional unter kontrollierten Kraftbedingungen untersucht. Die Isolierung von MU-Potenzialen aus dem Interferenz-EMG-Signal erfolgte mittels intramuskulärer Ableitungen mit zwei unterschiedlich tief positionierten bipolaren Feindrahtelektroden. Zeitgleich wurden Oberflächen-EMG-Ableitungen (256 Kanäle) zur Beurteilung der MU-Topographie auf der Hautoberfläche sowie sukzessive zwei EMG-Scans in unterschiedlichen Muskelregionen mit einer monopolaren Nadel zur Erfassung der Ausdehnung der MU-Territorien senkrecht zur Hautoberfläche durchgeführt. Aus diesen Daten wurden verschiedene MU-Parameter und deren Interrelation statistisch analysiert.

Von 241 dekomponierbaren MUs waren 143 MUs sowohl im intramuskulären EMG als auch im Oberflächen-EMG erkennbar. Der Medianwert für die Position der MU-Zentren in der Tiefe des Muskels betrug 11,82 mm, was 41,5 % der Muskeldicke entsprach. Die mittlere Ausdehnung der MUs senkrecht zur Hautoberfläche betrug 3,94 mm und die mittlere Feuerfrequenz der MUs lag bei 15,94 Hz. Für deren elektrische Größe wurde im intramuskulären EMG ein Medianwert von 193,23  $\mu$ Vms, und im Oberflächen-EMG (nach Amplitudenkorrektur in Bezug auf die MU-Tiefe) von 0,62 mVms ermittelt. Die Auswertung der Interrelationen diesbezüglich relevanter MU-Parameter ergab eine statistisch signifikante positive Korrelation zwischen der intramuskulär und oberflächlich gemessenen elektrischen MU-Größe. Diese beiden Parameter zeigten zudem eine negative Korrelation mit der Feuerfrequenz. Tiefere MUs zeigten nur eine grenzwertig signifikante Tendenz hin zu einer größeren intramuskulär gemessenen elektrischen Größe. Mit Parametern des Oberflächen-EMG zeigte die MU-Tiefe keine statistisch signifikanten Interrelationen.

Aus Basis dieser Ergebnisse ist davon auszugehen, dass sowohl tiefere als auch oberflächlichere MUs essentiell zum hochdichten Oberflächen-EMG beitragen, und somit mit dieser non-invasiven Methode beim M. masseter Daten von repräsentativen MUs

erhoben werden. Die Ergebnisse dieser Studie stellen eine signifikante Erweiterung des physiologischen Grundlagenwissens über die kleinsten funktionellen Einheiten des M. masseter dar, und sind zudem eine wertvolle Grundlage für die Entwicklung dreidimensionaler biomechanischer und elektrophysiologischer Modelle von diesem Muskel.

## 6 Literaturverzeichnis

- 1 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* 66: 81–101 (1928).
- 2 Balbierz J M, Petajan J H, Alder S C, Vlach S A: Differences in pain perception in women using concentric and monopolar needles. *Arch Phys Med Rehabil* 87: 1403–1406 (2006).
- 3 Bischoff C, Schulte-Mattler W J: Das EMG-Buch, EMG und periphere Neurologie in Frage und Antwort, 3. Aufl, Thieme, Stuttgart, 4-25 (2011).
- 4 Blok J H, Van Dijk J P, Drost G, Zwarts M J, Stegeman D F: A high-density multichannel surface electromyography system for the characterization of single motor units. *Rev Sci Instrum* 73: 1887 (2002).
- 5 Brenner B: Muskulatur, In: Klinker R, Pape H-C, Silbernagel S (Hrsg.): Physiologie, 5. Aufl, Thieme, Stuttgart S. 101-122 (2005).
- 6 Burke R E: Motor unit types of cat triceps surae muscle. *J Physiol* 193: 141–160 (1967).
- 7 Burke R E: Motor Units: Anatomy, Physiology, and Functional Organization. In: Terjung R (Hg.) Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control. John Wiley & Sons, Inc. Hoboken, NJ, USA, 345–422 (2011).
- 8 Burke R E, Levine D N, Salzman M, Tsairis P: Motor units in cat soleus muscle: physiological, histochemical and morphological characteristics. *J Physiol* 238: 503–514 (1974).
- 9 Burke R E, Levine D N, Tsairis P, Zajac F E 3: Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J Physiol* 234: 723–748 (1973).
- 10 Carlsöö S: Motor units and action potentials in masticatory muscles; an electromyographic study of the form and duration of the action potentials and an anatomic study of the size of the motor units. *Acta Morphol Neerl Scand* 2: 13–19 (1958).
- 11 Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Debernardi C, Bracco P, Merletti R, Anastasi G, Bramanti P: Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil* 32: 708–713 (2005a).
- 12 Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piancino M G, Bracco P, Merletti R: Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J Oral Rehabil* 32: 411–417 (2005b).
- 13 Chan R C, Hsu T C: Quantitative comparison of motor unit potential parameters between monopolar and concentric needles. *Muscle Nerve* 14: 1028–1032 (1991).
- 14 Cioffi I, Gallo L M, Palla S, Erni S, Farella M: Macroscopic analysis of human masseter compartments assessed by magnetic resonance imaging. *Cells Tissues Organs* 195: 465–472 (2012).
- 15 Daube J R, Rubin D I: Needle electromyography. *Muscle Nerve* 39: 244–270 (2009).

- 16 Derfler B, Goldberg L J: Spike train characteristics of single motor units in the human masseter muscle. *Exp Neurol* 61: 592–608 (1978).
- 17 Desmedt J E: Patterns of motor commands during various types of voluntary movement in man. *Trends Neurosci* 3: 265–268 (1980).
- 18 Diószeghy P: Scanning electromyography. *Muscle Nerve* 999: 66-71 (2002).
- 19 Drost G, Stegeman D, Vanengelen B, Zwarts M: Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol* 16: 586–602 (2006).
- 20 Dumitru D, Jewett D L: Far-field potentials. *Muscle Nerve* 16: 237–254 (1993).
- 21 Dumitru D, King J C: Far-field potential production by quadrupole generators in cylindrical volume conductors. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 88: 421–431 (1993).
- 22 Ebert H: Morphologische und funktionelle Analyse des Musculus masseter. *Z. Anat. Entwickl. Gesch.* 109: 790–802 (1939).
- 23 Edstrom L, Kugelberg E: Histochemical composition, distribution of fibres and fatiguability of single motor units. Anterior tibial muscle of the rat. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 31: 424–433 (1968).
- 24 Emshoff R, Emshoff I, Rudisch A, Bertram S: Reliability and temporal variation of masseter muscle thickness measurements utilizing ultrasonography. *J Oral Rehabil* 30: 1168–1172 (2003).
- 25 Eriksson P-O, Stålberg E, Antoni L: Flexibility in motor-unit firing pattern in the human temporal and masseter muscles related to type of activation and location. *Archs oral Biol* 29: 707–712 (1984).
- 26 Eriksson P-O, Thornell L-E: Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles. *Archs oral Biol* 28: 781–795 (1983).
- 27 Farina D, Mesin L: Sensitivity of surface EMG-based conduction velocity estimates to local tissue in-homogeneities--influence of the number of channels and inter-channel distance. *J Neurosci Methods* 142: 83–89 (2005).
- 28 Farina D, Mesin L, Martina S: Advances in surface electromyographic signal simulation with analytical and numerical descriptions of the volume conductor. *Med Biol Eng Comput* 42: 467–476 (2004a).
- 29 Farina D, Mesin L, Martina S, Merletti R: A surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor. *IEEE Trans Biomed Eng* 51: 415–426 (2004b).
- 30 Fuglevand A J, Winter D A, Patla A E, Stashuk D: Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern* 67: 143–153 (1992).
- 31 Goldberg L J, Derfler B: Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle. *J Neurophysiol* 40: 879–890 (1977).

- 32 Gootzen T H, Vingerhoets D J, Stegeman D F: A study of motor unit structure by means of scanning EMG. *Muscle Nerve* 15: 349–357 (1992).
- 33 Gray H: Anatomy of the human body, Bartleby.com (2000), Fig.778, 781 <http://www.bartleby.com/107/200.html>, 20.06.2014 .
- 34 Hannam A G, McMillan A S: Internal organization in the human jaw muscles. *Crit Rev Oral Biol Med* 5: 55–89 (1994).
- 35 Henneman E: Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science* 126: 1345–1347 (1957).
- 36 Henneman E, Somjen G, Carpenter D O: Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J Neurophysiol* 28: 560–580 (1965).
- 37 Herring S W, Anapol F C, Wineski L E: Neural organization of the masseter muscle in the pig. *J. Comp. Neurol.* 280: 563–576 (1989).
- 38 Herring S W, Grimm A F, Grimm B R: Functional heterogeneity in a multipinnate muscle. *Am J Anat* 154: 563–575 (1979).
- 39 Herring S, Anapol F, Wineski L: Motor-unit territories in the masseter muscle of infant pigs. *Archs oral Biol* 36: 867–873 (1991).
- 40 Hidalgo C, Donoso P: Luminal calcium regulation of calcium release from sarcoplasmic reticulum. *Biosci Rep* 15: 387–397 (1995).
- 41 Holobar A, Farina D, Gazzoni M, Merletti R, Zazula D: Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram. *Clin Neurophysiol* 120: 551–562 (2009).
- 42 Holobar A, Zazula D: Multichannel Blind Source Separation Using Convolution Kernel Compensation. *IEEE Trans. Signal Process.* 55: 4487–4496 (2007).
- 43 Iwasaki s, Tokunaga T, Baba S, Tanaka M, Kawazoe T: Noninvasive estimation of the location of the end plate in the human masseter muscle using surface electromyograms with an electrode array. *J Osaka Dent Univ* 24: 135–140 (1990).
- 44 Jimenez I: Electromyography of masticatory muscles in three jaw registration positions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 95: 282–288 (1989).
- 45 Kernell D: Principles of Force Gradation in Skeletal Muscles. *Neural Plasticity* 10: 69–76 (2003).
- 46 Kimura J, Yamada T: Physiologic mechanisms underlying the generation of far-field potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 41: 13–21 (1990).
- 47 Kleine B U, van Dijk J P, Lapatki B G, Zwarts M J, Stegeman D F: Using two-dimensional spatial information in decomposition of surface EMG signals. *J Electromyogr Kinesiol* 17: 535–548 (2007).
- 48 Knight C A, Kamen G: Superficial motor units are larger than deeper motor units in human vastus lateralis muscle. *Muscle Nerve* 31: 475–480 (2005).
- 49 Kohara N, Kaji R, Kimura J: Comparison of recording characteristics of monopolar and concentric needle electrodes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 89: 242–246 (1993).

- 50 Korfage J, Koolstra J, Langenbach G, van Eijden T: Fiber-type Composition of the Human Jaw Muscles--(Part 1) Origin and Functional Significance of Fiber-type Diversity. *Journal of Dental Research* 84: 774–783 (2005a).
- 51 Korfage J, Koolstra J, Langenbach G, van Eijden T: Fiber-type Composition of the Human Jaw Muscles--(Part 2) Role of Hybrid Fibers and Factors Responsible for Inter-individual Variation. *Journal of Dental Research* 84: 784–793 (2005b).
- 52 Kurzmann I: Innervation und intramuskuläres Nervenverzweigungsmuster der Kaumuskulatur des Menschen, Med Dissertation, Universität Rostock (1990).
- 53 Kwa S H, Korfage J A, Weijs W A: Function-dependent anatomical parameters of rabbit masseter motor units. *J Dent Res* 74: 1649–1657 (1995).
- 54 Lapatki B G: Topographical Characteristics of Motor Units of the Lower Facial Musculature Revealed by Means of High-Density Surface EMG. *Journal of Neurophysiology* 95: 342–354 (2005).
- 55 Lapatki B G, van Dijk J P, Jonas I E, Zwarts M J, Stegeman D F: A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG. *J Appl Physiol* (1985) 96: 327–336 (2004).
- 56 Lowery M M, Stoykov N S, Dewald J P A, Kuiken T A: Volume conduction in an anatomically based surface EMG model. *IEEE Trans Biomed Eng* 51: 2138–2147 (2004).
- 57 Lowery M M, Stoykov N S, Taflove A, Kuiken T A: A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal. *IEEE Trans Biomed Eng* 49: 446–454 (2002).
- 58 Masuda T, Luca C J de: Recruitment threshold and muscle fiber conduction velocity of single motor units. *J Electromyogr Kinesiol* 1: 116–123 (1991).
- 59 Masuda T, Miyano H, Sadoyama T: The propagation of motor unit action potential and the location of neuromuscular junction investigated by surface electrode arrays. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 55: 594–600 (1983).
- 60 McGill K C, Lateva Z C, Johanson M E: Validation of a computer-aided EMG decomposition method. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 7: 4744–4747 (2004).
- 61 McGill K C, Lateva Z C, Marateb H R: EMGLAB: an interactive EMG decomposition program. *J Neurosci Methods* 149: 121–133 (2005).
- 62 McMillan A, Hannam A: Motor-unit territory in the human masseter muscle. *Archs oral Biol* 36: 435–441 (1991).
- 63 McMillan A, Hannam A: Task-related behaviour of motor units in different regions of the human masseter muscle. *Archs oral Biol* 37: 849–857 (1992).
- 64 Meissner G, Lu X: Dihydropyridine receptor-ryanodine receptor interactions in skeletal muscle excitation-contraction coupling. *Biosci Rep* 15: 399–408 (1995).
- 65 Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto M A: Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 24: 122–134 (2009).
- 66 Merletti R, Farina D: Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci* 367: 357–368 (2009).

- 67 Merletti R, Holobar A, Farina D: Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol (Journal of electromyography and kinesiology)* 18: 879–890 (2008).
- 68 Milner-Brown H S, Stein R B, Yemm R: The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol* 230: 359–370 (1973).
- 69 Mintz E, Guillain F: How do Ca<sup>2+</sup> ions pass through the sarcoplasmic reticulum membrane. *Biosci Rep* 15: 377–385 (1995).
- 70 Navallas J, Rodriguez J, Stålberg E: Scanning Electromyography. In: Schwartz M (Hrsg.) *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*. InTech, 471-490 (2012).
- 71 Nordander C, Willner J, Hansson G-A, Larsson B, Unge J, Granquist L, Skerfving S: Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *Eur J Appl Physiol* 89: 514–519 (2003).
- 72 Ogawa T, Kawata T, Tsuboi A, Hattori Y, Watanabe M, Sasaki K: Functional properties and regional differences of human masseter motor units related to three-dimensional bite force. *J Oral Rehabil* 33: 729–740 (2006).
- 73 Poage R E, Meriney S D: Presynaptic calcium influx, neurotransmitter release, and neuromuscular disease. *Physiology & Behavior* 77: 507–512 (2002).
- 74 Raadsheer M, van Eijden T, van Spronsen P, van Ginkel F, Kiliaridis S, Prahll-Andersen B: A comparison of human masseter muscle thickness measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Archives of Oral Biology* 39: 1079–1084 (1994).
- 75 Rau G, Schulte E, Disselhorst-Klug C: From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? *J Electromyogr Kinesiol* 14: 611–617 (2004).
- 76 Ringqvist M, Ringqvist I, Eriksson P O, Thornell L E: Histochemical fibre-type profile in the human masseter muscle. *J Neurol Sci* 53: 273–282 (1982).
- 77 Roeleveld K, Blok J H, Stegeman D F, van Oosterom A: Volume conduction models for surface EMG; confrontation with measurements. *J Electromyogr Kinesiol* 7: 221–232 (1997a).
- 78 Roeleveld K, Stegeman D F: What do we learn from motor unit action potentials in surface electromyography? *Muscle Nerve* 999: S92–S97 (2002).
- 79 Roeleveld K, Stegeman D F, Falck B, Stalberg E V: Motor unit size estimation: confrontation of surface EMG with macro EMG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105: 181–188 (1997b).
- 80 Roeleveld K, Stegeman D F, Vingerhoets H M, van Oosterom A: The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location. *Acta Physiol Scand* 161: 465–472 (1997c).
- 81 Schindler H J, Rues S, Türp J C, Schweizerhof K, Lenz J: Activity patterns of the masticatory muscles during feedback-controlled simulated clenching activities. *Eur J Oral Sci* 113: 469–478 (2005a).
- 82 Schindler H J, Türp J C, Blaser R, Lenz J: Differential activity patterns in the masseter muscle under simulated clenching and grinding forces. *J Oral Rehabil* 32: 552–563 (2005b).

- 83 Schumacher G H: Funktionelle Morphologie der Kaumusculatur. VEB Gustav Fischer Verlag Jena, 13-53 (1961).
- 84 Schumann N-P, Scholle H-C, Anders C, Mey E: A topographical analysis of spectral electromyographic data of the human masseter muscle under different functional conditions in healthy subjects. *Archives of Oral Biology* 39: 369–377 (1994).
- 85 Scutter S D, Turker K S: Recruitment stability in masseter motor units during isometric voluntary contractions. *Muscle Nerve* 21: 1290–1298 (1998).
- 86 Sine S M: End-Plate Acetylcholine Receptor: Structure, Mechanism, Pharmacology, and Disease. *Physiological Reviews* 92: 1189–1234 (2012).
- 87 Stålberg E: Macro electromyography, an update. *Muscle Nerve* 44: 292–302 (2011).
- 88 Stalberg E, Antoni L: Electrophysiological cross section of the motor unit. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 43: 469–474 (1980).
- 89 Stålberg E, Eriksson P-O: A scanning electromyographic study of the topography of human masseter single motor units. *Archs oral Biol* 32: 793–797 (1987).
- 90 Stålberg E, Eriksson P-O, Antoni L, Thornell L-E: Electrophysiological study of size and fibre distribution of motor units in the human masseter and temporal muscles. *Archs oral Biol* 31: 521–527 (1986).
- 91 Stål P: Characterization of human oro-facial and masticatory muscles with respect to fibre types, myosins and capillaries. Morphological, enzyme-histochemical, immunohistochemical and biochemical investigations. *Swed Dent J Suppl* 98: 1–55 (1994).
- 92 Stashuk D: EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? *J Electromyogr Kinesiol* 11: 151–173 (2001).
- 93 Stegeman D F, Dumitru D, King J C, Roeleveld K: Near- and far-fields: source characteristics and the conducting medium in neurophysiology. *J Clin Neurophysiol* 14: 429–442 (1997).
- 94 Tecco S, Tete S, Festa F: Electromyographic evaluation of masticatory, neck, and trunk muscle activity in patients with posterior crossbites. *Eur J Orthod* 32: 747–752 (2010).
- 95 Thornell L E, Billeter R, Eriksson P O, Ringqvist M: Heterogeneous distribution of myosin in human masticatory muscle fibres as shown by immunocytochemistry. *Arch Oral Biol* 29: 1–5 (1984).
- 96 Tokunaga T, Baba S, Tanaka M, Kashiwagi K, Kimura K, Kawazoe T: Two-dimensional configuration of the myoneural junctions of human masticatory muscle detected with matrix electrode. *J Oral Rehabil* 25: 329–334 (1998).
- 97 Tonndorf M L, Hannam A G: Motor unit territory in relation to tendons in the human masseter muscle. *Muscle Nerve* 17: 436–443 (1994).
- 98 van Eijden T M, Korfage J A; Brugman P: Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *Anat Rec* 248: 464-474 (1997).
- 99 van Eijden T M, Raadsheer M C: Heterogeneity of fiber and sarcomere length in the human masseter muscle. *Anat Rec* 232: 78–84 (1992).

- 100 van Eijden T, Turkawski S: Morphology and Physiology of Masticatory Muscle Motor Units. *Crit Rev Oral Biol Med* 12: 76–91 (2001).
- 101 Walker W C, Keyser-Marcus L A, Johns J S, Seel R T: Relation of electromyography-induced pain to type of recording electrodes. *Muscle Nerve* 24: 417–420 (2001).
- 102 Weijs W A, Juch P J, Kwa S H, Korfage J A: Motor unit territories and fiber types in rabbit masseter muscle. *J Dent Res* 72: 1491–1498 (1993).
- 103 Widmer C G, Carrasco D I, English A W: Differential activation of neuromuscular compartments in the rabbit masseter muscle during different oral behaviors. *Exp Brain Res* 150: 297–307 (2003).
- 104 Yemm R: The orderly recruitment of motor units of the masseter and temporal muscles during voluntary isometric contraction in man. *J Physiol* 265: 163–174 (1977).
- 105 Zwarts M J, Stegeman D F: Multichannel surface EMG: Basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve* 28: 1–17 (2003).

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich recht herzlich bei all denjenigen bedanken, die mich bei der Durchführung dieser Dissertationsarbeit unterstützt haben.

Zuallererst möchte ich Herrn Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki für die hervorragende Betreuung während meiner wissenschaftlichen Tätigkeit und die umfassende Unterstützung bei der Arbeit an der Dissertation danken. Durch seine vertrauensvolle und motivierende Förderung weckte er in mir die Begeisterung zur Wissenschaft. Herzlich bedanken möchte ich mich ebenfalls bei Herrn Dr. Ing. Hans van Dijk, der mir mit seinem unerschöpflichen Wissen über EMG und seiner Geduld jederzeit mit Auswertungsalgorithmen, lehrreichen Erklärungen und inspirierenden Diskussionen zur Seite stand. Zusammen mit Prof. Dr. Dr. Lapatki, Dr. van Dijk und Frau Dr. Radeke (EMG-Arbeitsgruppe am Universitätsklinikum Ulm) sowie Prof. Dr. Hans Schindler, Dr. Daniel Hellmann und Dr. Nikolaos-Nikitas Giannakopoulos (entsprechende Arbeitsgruppe am Universitätsklinikum Heidelberg) durfte ich bei der Entwicklung eines einzigartigen Versuchsaufbaus mitwirken. Durch die hervorragende Zusammenarbeit während der Entwicklung und Durchführung der Studie als auch bei den fruchtbaren Gesprächen konnte ich sehr viel über wissenschaftliche Methodik lernen. Dafür möchte ich allen Beteiligten ganz herzlich danken. Besonderen Dank möchte ich den Heidelberger Kollegen auch für die herzliche Aufnahme während der Durchführung der Messungen in Heidelberg aussprechen. Mein besonderer Dank gilt ebenfalls den freiwilligen Probanden, die sich der Untersuchungsprozedur unterzogen haben.

Auch meiner Familie möchte ich ganz herzlich für tatkräftige Unterstützung und Motivation die ganzen Jahre über danken. Ganz besonders möchte ich meinem lieben Mann Bernhard danken, der mir vor allem in schwierigen Zeiten die wichtigste Stütze war.

## Lebenslauf

Lebenslauf aus Gründen des Datenschutzes entfernt.