

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Neurologie
An der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Direktor: Professor Dr. med. Stephan Zierz

**Elektromyographische Untersuchung der Entladungsfrequenz
hirnnervenversorgter Muskulatur mit der
konzentrischen Standard-Nadel-Elektrode**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Andrea Perl

geboren am 22.07.1974 in Halle an der Saale

Gutachter:

1. Prof. Dr. Zierz
2. Prof. Dr. Wagner (Leipzig)
3. PD Dr. Schulte-Mattler (Regensburg)

urn:nbn:de:gbv:3-000007791

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000007791>]

KURZREFERAT

Die Nadel-Elektromyographie (Nadel-EMG) ist eine wichtige elektrophysiologische Untersuchung, die in Kombination mit klinischen Befunden und anderen speziellen Untersuchungsmethoden oft wegweisend sein kann bei der Diagnostik von neuromuskulären Erkrankungen. In den letzten Jahren hat die quantitative Analyse der registrierten Aktionspotentiale immer mehr an Bedeutung gewonnen, da der diagnostische Ertrag hierbei am größten ist. Voraussetzung für die quantitative Beurteilung der abgeleiteten Aktionspotentialdauer, Amplitude und Entladungsfrequenz von motorischen Einheiten ist die Existenz von Normwerten, die für die Extremitätenmuskulatur auch existieren, jedoch bisher nicht für hirnnervenversorgte Muskulatur, welche mit besonderen anatomischen Verhältnissen und nötiger Feinabstimmung eine Sonderstellung einnimmt. Man kann erwarten, daß sich die Normalwerte für hirnnervenversorgte Muskeln von der übrigen Muskulatur unterscheiden. Diese Arbeit hatte zum Ziel, Normalwerte für Aktionspotentialamplitude, Dauer und Entladungsfrequenz bei definierten Bedingungen (Anstiegszeit) an hirnnervenversorgter Muskulatur gesunder Probanden zu bestimmen und deren praktische Brauchbarkeit zu illustrieren. Hierzu wurde der Musculus masseter, Musculus orbicularis oris und Musculus sternocleidomastoideus an jeweils zehn weiblichen und männlichen Freiwilligen im Alter zwischen 20 und 30 Jahren untersucht. Es wurden insgesamt 788 Aktionspotentiale motorischer Einheiten in die Auswertung aufgenommen. Die von uns ermittelten Aktionspotentialdauern wichen nicht von publizierten Werten ab. Die Meßwerte der Amplituden waren nach Logarithmierung normalverteilt. Die Obergrenzen, unter denen 99,5% aller Werte liegen, hingen vom Muskel und in geringem Maße auch vom Geschlecht ab und variierten von 523 μ V bis 1932 μ V. Die Meßwerte der Entladungsfrequenzen waren normalverteilt. Sie betragen 22 Hz im M. sternocleidomastoideus, 29 Hz im M. masseter und 41 Hz im M. orbic. oris. An Patientenkasuistiken wurde belegt, daß sich die Messung von Amplitude und Entladungsrate motorischer Einheiten in der klinischen Routine zur Beurteilung hirnnervenversorgter Muskeln eignet.

Perl, Andrea: Elektromyographische Untersuchung der Entladungsfrequenz hirnnervenversorgter Muskulatur mit der konzentrischen Standard-Nadel-Elektrode. Halle, Univ., Med. Fak., Dissertation, 54 Seiten, 2003.

1	Einleitung	3
1.1	Zur Geschichte der Elektromyographie	3
1.2	Grundlagen und Klinische Anwendung	4
1.3	Amplitude im Nadel-EMG	9
1.4	Rekrutierung im Nadel-EMG	11
2	Zielstellung.....	13
3	Material und Methoden	14
3.1	Aufzeichnung und digitale Speicherung des EMG-Signals	14
3.2	Technik bei der Ableitung	15
3.3	Generelles Vorgehen	17
3.4	Auswahl des Normalkollektives	17
3.5	Auswahl der Patienten	18
3.6	Auswertung.....	18
3.7	Statistische Methoden	20
4	Ergebnisse.....	22
4.1	Aktionspotentialdauer	22
4.2	Aktionspotentialamplitude	25
4.3	Rekrutierung	29
4.4	Patientenbeispiele	33
5	Diskussion	36
5.1	Gültigkeit der ermittelten Normalwerte.....	36
5.2	Aktionspotentialdauer	37
5.3	Aktionspotentialamplitude	38
5.4	Entladungsfrequenz.....	41
5.5	Klinische Anwendung	46
6	Zusammenfassung	47
7	Literatur:	48
8	Thesen.....	54

Eidesstattliche Erklärung

Danksagung

Lebenslauf

1 EINLEITUNG

1.1 Zur Geschichte der Elektromyographie

Der Grundstein der Elektrophysiologie wurde Ende des 18. Jahrhunderts mit der Entdeckung der Bioelektrizität durch Galvani gelegt. Im Jahre 1851 registrierte *DuBois-Reymond* erstmals in einem Muskel durch willkürliche Kontraktion erzeugte Ströme, für welche *Bernstein* bald darauf im Jahre 1866 den Terminus "Aktionspotential" einführte. Die Weiterentwicklung sensitiver Aufnahmetechnik, insbesondere des Kathodenstrahloszillographen, ebnete den Weg für fortschreitende Studien. *Sherrington* und *Liddell* stellten 1925 das Konzept der motorischen Einheit vor, welches wesentlich zum Verständnis der Entstehung der registrierten elektrischen Signale beitrug. Vier Jahre später führten *Adrian* und *Bronk* die konzentrische Nadel-Elektrode zur Registrierung von Potentialen einzelner motorischer Einheiten ein. Diese verwendete *Fritz Buchthal* für seine umfassenden Untersuchungen, dank welcher sich seit den fünfziger Jahren eine gewisse Standardisierung der Untersuchungsmethoden durchsetzte. Er beschrieb erstmals neuropathische Befunde im Elektromyogramm (EMG) und studierte anhand der Messung von Dauer, Amplitude und Form der Potentiale in zahlreichen Versuchen die Reproduzierbarkeit von Potentialen und die physiologischen Einflüsse, wie Alter, Temperatur und Grad der Anspannung und Ermüdung des Muskels (*Buchthal et al.* 1954). Ebenso untersuchte er den Einfluß des Verstärkers, verschiedener Elektrodentypen und der Elektrodenposition im Muskel (*Buchthal et al.* 1954). Er etablierte die konzentrische Nadel-Elektrode als Standardelektrode und war der erste, der eine Quantifizierung in der Elektromyographie forderte. Die von Buchthal aufgestellten Normalwerte werden noch heute verwendet (*Kimura* 1989, *Stöhr* 1998).

Obwohl die erste quantitative Analyse dieser Potentiale von *Buchthal* bereits 1952 beschrieben wurde, wird sie jedoch nicht routinemäßig klinisch eingesetzt - wohl aufgrund des erheblichen seinerzeit damit verbundenen Zeitaufwandes (*Dorfman, McGill* 1988, *Stalberg, Falck* 1997). Seit Einführung der computergestützten EMG-Analyse ist das Zeitproblem in den Hintergrund getreten. Es wurden seit etwa 1980 Verfahren einer digitalisierten Auswertung entwickelt, die teils neue Wege

beschreiten, z. B. Macro-EMG und Single-Fiber-EMG (Übersichten bei *Stalberg, Antoni 1983, Daube 1987, Dorfman, McGill 1988*). Die EMG-Analyse in der Praxis hat jedoch im Gegensatz zu anderen elektrophysiologischen Untersuchungen einer Quantifizierung lange widerstanden (*Dorfman, McGill 1988*). Noch heute wird oft bei der EMG-Untersuchung eine subjektive, allenfalls semiquantitative Beurteilung vorgenommen (*Bischoff 1997*). Während der Registrierung der Potentiale betrachtet der Untersucher diese am Oszillographenschirm, gleichzeitig schätzt er grob Amplitude und Dauer der Potentiale ab und bewertet so das EMG. Diese Bewertung ist stark von der Erfahrung und dem Können des Untersuchers abhängig, eine Standardisierung ist dabei nicht gegeben. Die Vorteile der Quantifizierung betonen unter anderen *Stalberg, Antoni (1983), Stalberg et al. (1986), Daube (1987), Stalberg, Falck (1997)*.

Trotz der Entwicklung neuer Methoden, wie Histochemie, Biochemie und Genetik, ist die elektrophysiologische Information noch immer ein bedeutender Teil der Untersuchungen von normalen und pathologischen Muskeln und Nerven (*Stalberg, Falck 1997*).

1.2 Grundlagen und Klinische Anwendung

Das Standard-Elektromyogramm wird mit einer konzentrischen Nadel-Elektrode abgeleitet, deshalb auch kurz Nadel-EMG genannt. Mit der konzentrischen Nadel-Elektrode, bestehend aus einer Kanüle mit einem darin befindlichen isolierten Platindraht, wird in den Muskel gestochen. Die dort vorhandenen elektrischen Signale werden registriert, durch einen Differenzverstärker vergrößert und auf einem Bildschirm dargestellt. Die Entstehung der Aktionspotentiale wurde z. B. von *Buchthal (1985), Nandedkar et al. (1988)* und *Daube (1987)* beschrieben.

Zu jeder EMG-Untersuchung gehört die Beobachtung eventuell vorhandener Spontanaktivität, wie positive scharfe Wellen und Fibrillationspotentiale, zu deren Entstehung und Bewertung sei z.B. auf *Stalberg, Falck (1997)* verwiesen. Diese Arbeit soll sich nicht mit der Analyse dieser Potentiale beschäftigen, sondern vielmehr auf die bei Willküraktivität entstehenden Aktionspotentiale eingehen.

Ein Aktionspotential einer motorischen Einheit (im folgenden nur noch "Aktionspotential") ist die räumliche und zeitliche Summation der elektrischen

Aktivität derjenigen Muskelfasern, die zu einer motorischen Einheit gehören. Eine motorische Einheit besteht aus einem Alpha-Motoneuron im Vorderhorn des Rückenmarks oder im Hirnstamm, dem zugehörigen Axon, dessen terminalen Verzweigungen im Muskel und allen von dem Motoneuron innervierten Muskelfasern. Die Anzahl motorischer Einheiten je Muskel variiert bei Säugetieren von z.B. 98 im Lumbrikalmuskel bis 1020 im Masseter, die durchschnittliche Anzahl, der zu einer motorischen Einheit gehörigen Muskelfasern, reicht von ca. 110 im Lumbrikalmuskel bis zu 1700 im *M. gastrocnemius medius* (*Buchthal 1985*). Klinisch anwendbare Verfahren zur Schätzung der Anzahl der motorischen Einheiten entwickelten zum Beispiel *McComas et al. (1971)* und *Brown et al. (1980)*. Es ist diese funktionelle Gliederung der Muskeln in motorische Einheiten, über die das EMG informieren soll.

Das EMG wird bei verschiedenen Graden willkürlicher Muskelanspannung abgeleitet, nämlich bei sehr leichter, bei moderater und bei maximaler Muskelanspannung. Jedoch sind nur bei geringer Anspannung die einzelnen Aktionspotentiale voneinander zu unterscheiden, bei weiterer Anspannung überlagern sich die einzelnen Aktionspotentiale zum sogenannten 'Interferenzmuster' (Abb. 1). Für die Analyse der Interferenzmuster stehen spezielle statistische Analyseverfahren zur Verfügung (*Hayward, Willison 1973, McGill, Dorfman 1985*).

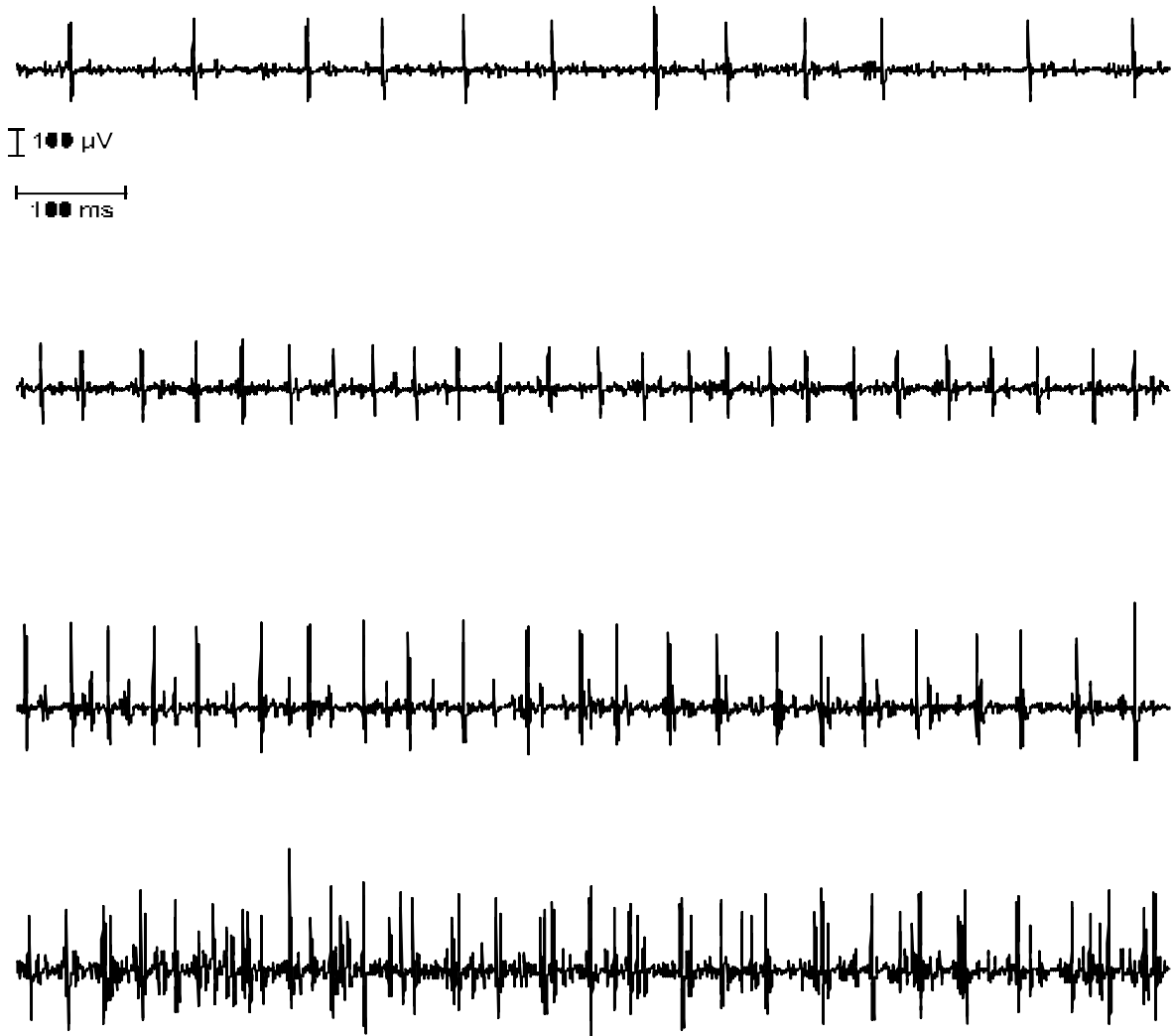


Abbildung 1: Typische EMG-Signale

EMG-Signale aus dem Musculus masseter einer gesunden Person bei unterschiedlich starker willkürlicher Anspannung.

- a) Bei sehr leichter Anspannung. Es entlädt eine motorische Einheit im Auffangareal der Elektrode mit niedriger Frequenz, etwa 12 Hz.
- b) Bei nur wenig stärkerer Anspannung feuert dieselbe Einheit mit etwas höherer Frequenz, 23 Hz, eine Frequenz, die man beim Gesunden an Extremitätenmuskeln mit der konzentrischen Nadel-Elektrode normalerweise nicht findet.
- c) Bei noch etwas stärkerer Anspannung werden Aktionspotentiale einer weiteren motorischen Einheit registriert.
- d) Bei kräftiger Anspannung feuern so viele motorische Einheiten, daß sich die Aktionspotentiale überlagern und nicht mehr einzeln zu erkennen sind (Interferenzmuster).

Mit der konzentrischen Nadel-Elektrode werden nicht die Potentiale aller motorischen Einheiten eines Muskels registriert, sondern nur derjenigen, die sich im Auffangareal der Elektrode befinden. Dessen Größe und Form wiederum hängt vom Elektrodentyp ab. Bei der Standard-Nadel-Elektrode beträgt der Durchmesser des Auffangareals ca. 2,5 mm. Die Fasern einer motorischen Einheit sind über 10 bis 30% des Muskelquerschnitts verteilt, in das Territorium einer motorischen Einheit sind Fasern von ca. 10 bis 30 verschiedenen motorischen Einheiten eingestreut (*Buchthal 1985*). Je nach Elektrodenposition kann das registrierte Aktionspotential einer motorischen Einheit also verschieden aussehen (*vgl. z. B. Stalberg, Antoni 1980*). Die Eigenschaften der Aktionspotentiale sind jedoch vor allem abhängig von den Eigenschaften der motorischen Einheiten, z.B. von der räumlichen Ausdehnung, Anzahl der Fasern und der Faserdichte, aber auch physiologische Eigenschaften, wie Kontraktionszeit der Fasern, Ermüdbarkeit, Anstiegszeit und die Reihenfolge der Rekrutierung sind von Bedeutung. Die daraus resultierenden Charakteristika der Aktionspotentiale sind ausführlich untersucht worden. Die Beurteilung der Aktionspotentialdauer hat sich dabei als nützlich herausgestellt. Für die Dauer existieren gut etablierte Normwerte. Bei chronisch neurogenem Umbau ist die Dauer vergrößert, bei primär myogenen Störungen verkürzt (*z.B. Buchthal 1985*).

Die Messung der Dauer hat jedoch wesentliche Nachteile.

- 1) Die Dauer ist weder theoretisch noch praktisch exakt bestimmbar, weder bei manueller Auswertung, subjektiv durch den Untersucher, noch mit automatisch gestützten Analysemethoden (*Nandedkar et al. 1988, Stalberg et al. 1986, Dorfman, McGill 1988*).
- 2) Um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, müssen Aktionspotentiale von 20 bis 40 verschiedenen motorischen Einheiten registriert und ausgewertet werden. Dies benötigt längere Zeit und ist für den Patienten unangenehm und schmerzhaft.
- 3) Bei kleinen Muskeln hat man darüber hinaus nicht genügend verschiedene Ableitorte zur Verfügung, um die erforderliche Anzahl an Aktionspotentialen unterschiedlicher motorischer Einheiten zu registrieren.

Deshalb wurde nach Wegen und Möglichkeiten gesucht, um auf die Bestimmung der Dauer verzichten zu können, andere Meßwerte wurden untersucht, wie z. B. Phasenzahl, Amplitude, Areal, sowie Quotient aus Areal und Amplitude. Letzterer hat sich als sensitiv bei der Aufdeckung myogener und neurogener Störungen erwiesen (*Stewart et al. 1989*), jedoch benötigt man zur Bestimmung des Areals auch die Dauer. Zusammengefaßt hat sich keine dieser Methoden als Alternative zur Dauermessung etabliert.

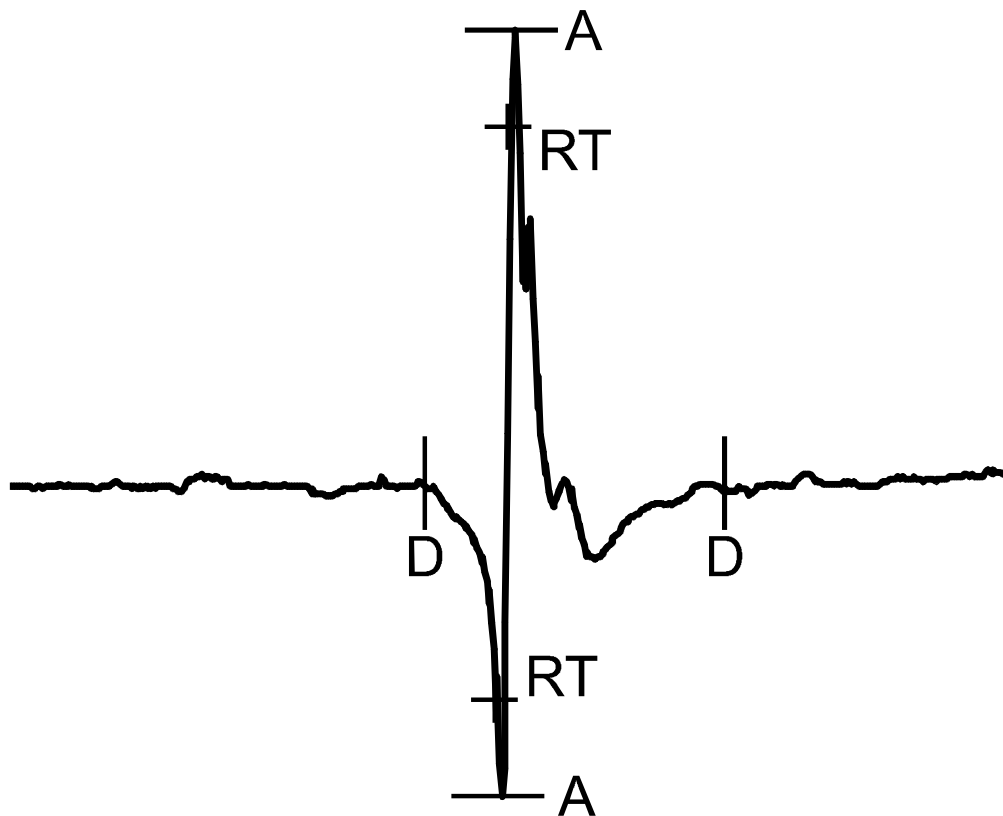


Abbildung 2: Typisches Aktionspotential einer motorischen Einheit

A-A (μV):	Amplitude
D-D (ms):	Dauer
RT-RT (ms):	Anstiegszeit
RT-RT (μV) / RT-RT (ms):	Anstiegssteilheit

1.3 Amplitude im Nadel-EMG

Als sensitivste Messung bei der Diagnostik neuropathischer oder primär myogener Störungen wurde, und wird noch immer, in vielen Studien die der Aktionspotentialdauer angegeben, jedoch wurde dabei die Amplitude meist unberücksichtigt gelassen, weil sie in hohem Maße von der Nadellage und auch von physikalischen Variablen abhängig ist. Die Ergebnisse von Amplitudenmessungen schienen nicht verwertbar, weil sie von Untersuchung zu Untersuchung variierten. Unterschiedliche Angaben über Amplituden findet man in der Literatur z. B. bei: *Buchthal et al. 1954; McGill, Dorfman 1985, Nandedkar et al. 1988, Daube 1986, Stewart et al. 1989, Barkhaus et al. 1990*. Gut vorstellbar ist jedoch, daß die Bewertung der Amplitude, die unmittelbar von der Architektur

einer motorischen Einheit abhängt, den diagnostischen Ertrag einer elektromyographischen Untersuchung erhöhen würde, könnte man sie nutzbar machen.

Der zuvor beschriebene Nachteil der Dauer, welche nicht scharf bestimmt ist, trifft für die Aktionspotentialamplitude nicht zu. Sie ist klar definiert und kann somit einer automatischen Analyse leicht zugänglich gemacht werden. Ein weiterer Vorteil der Amplitude ist, daß sie weniger anfällig für das Signal-Rausch-Verhältnis und für subjektive Einflüsse der Untersucher ist als die Dauer. Die Aktionspotentialamplitude wird beeinflußt von den Muskelfasern, die sich in einem Radius von etwa 0,5 mm um die Nadelspitze befinden. Eine erhöhte Amplitude im neurogen geschädigten Muskel wiesen zum Beispiel *Stewart et al. (1989)* und *Dorfman et al. (1989)* nach, weitere Übersicht bei *Daube (1981)*.

Hauptsächlich determiniert wird die Amplitude jedoch von nur wenigen Fasern, ca. 2 bis 8, in unmittelbarer Nähe der Nadelspitze. Bis zu 90% der Amplitude kann sogar von der Nähe und Größe der am nächsten zur Elektroden spitze gelegenen Faser bestimmt werden (*Nandedkar et al. 1988*). Mit wachsender Entfernung von den aktiven Fasern fällt die Amplitude rapide ab. Der Grund liegt in der Volumenleitung des Gewebes, welche elektrische Signale mit dem Quadrat des Abstandes, den sie zur Nadelspitze haben, abschwächt. So wird der Einfluß der Nadellage deutlich, wenn man bedenkt, daß bei Vergrößerung des Abstandes der Nadelspitze zu einer Muskelfaser von 0,1 mm auf 0,2 mm sich deren Amplitude auf den vierten Teil verkleinert.

Man kann den Einfluß der Nadellage auf die Resultate jedoch minimieren, denn die Nadelnähe kann mit Hilfe der Anstiegszeit der Potentiale bewertet werden (*Daube 1981, Herdman et al. 1986, Stalberg 1986*). Diese Arbeit soll Normalwerte für die Amplitude in hirnnervenversorgten Muskeln etablieren und illustrieren, daß die Messung der Amplitude in der klinischen Diagnostik auch bei hirnnervenversorgter Muskulatur nützlich sein kann, wenn der Einfluß der Nadellage durch die Messung der Anstiegszeit kontrolliert wird.

1.4 Rekrutierung im Nadel-EMG

Neben den Eigenschaften der einzelnen Aktionspotentiale, also z.B. Dauer und Amplitude, kann die zeitliche Abfolge der Aktionspotentiale diagnostisch verwertet werden. Bei Willkürinnervation findet im Muskel ein Zusammenspiel vieler motorischer Einheiten statt, um eine tetanische Kontraktion und eine adäquate, fein abgestimmte Kraft zu erzeugen. Dieses Zusammenspiel kann durch den Ausfall motorischer Einheiten verändert werden.

Es bestehen für das motorische System zwei Möglichkeiten, einen Kraftzuwachs zu erreichen (Adrian, Bronk 1929):

- 1) durch Zunahme der Entladungsfrequenz der einzelnen motorischen Einheiten
- 2) durch Hinzuschalten weiterer motorischer Einheiten, was als Rekrutierung bezeichnet wird.

Diese Aktivierung neuer motorischer Einheiten erfolgt dabei nach dem Größenprinzip (*Henneman et al. 1965; Milner-Brown et al. 1973; Petajan 1991*). Es besagt, daß bei Kraftentwicklung zunächst kleine motorische Einheiten mit geringer Kontraktionskraft aktiviert werden. Mit steigender Muskelanspannung werden auch größere Einheiten rekrutiert. Bekannt ist auch, daß dabei die Entladungsrate der motorischen Einheiten steigt. Das genaue Zusammenspiel der beiden Mechanismen zur Kraftsteigerung ist jedoch unbekannt (*Kimura, 1989*).

Bei neurogenen Störungen, also wenn es zum Ausfall motorischer Einheiten kommt, stehen nicht mehr alle Einheiten für die Rekrutierung zur Verfügung, und der Organismus wird versuchen, dies durch eine bereits frühzeitige Steigerung der Entladungsfrequenz zu kompensieren, um ein bestimmtes Kraftniveau zu generieren. Dies ist für Extremitätenmuskeln auch quantitativ belegt (*Miller, Sherrat 1978; Dorfman et al. 1989; Petajan 1991, Schulte-Mattler et al. 2000*). Über hirnnervenversorgte Muskeln ist in diesem Zusammenhang nur bekannt, daß bei ihnen der Zusammenhang zwischen Rekrutierung und Entladungsfrequenz ein anderer ist als bei Extremitätenmuskeln (*Petajan, Philipp 1969*). *Conrad et al. (1972)* bemerken, daß gerade bei hirnnervenversorgter Muskulatur das Entladungsverhalten ein diagnostisches Kriterium im EMG sein kann, da die kurze

Dauer der Willkürpotentiale oder fehlende Relaxation Spontanaktivität vortäuschen können.

Bei zentraler Störung, wie zum Beispiel bei der multiplen Sklerose kommt es zu einer Erniedrigung der Entladungsfrequenzen (*Rosenfalck und Andreassen 1980, Dorfman et al. 1989*). Daraus folgt, daß prinzipiell mittels der Analyse von Entladungsfrequenzen eine Differenzierung zwischen zentraler und peripherer Lähmung möglich sein kann.

2 ZIELSTELLUNG

Voraussetzung für die Beurteilung von Aktionspotentialamplitude, Dauer und Entladungsfrequenz motorischer Einheiten, abgeleitet mit der standardisierten konzentrischen Nadel-Elektrode, sind entsprechende Normwerttabellen, die für die Extremitätenmuskulatur auch existieren (z. B. *Stöhr 1998*). Jedoch sind bei hirnnervenversorgter Muskulatur die Amplituden anders als in Extremitätenmuskeln, und auch der Zusammenhang zwischen Entladungsfrequenz und Rekrutierung ist nicht derselbe (*Petajan, Philipp 1969*). Besondere anatomische Verhältnisse und nötige Feinabstimmung bei der Muskelkontraktion machen eine gewisse Sonderstellung dieser Muskulatur plausibel.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Normalwerte für Aktionspotentialamplitude, Dauer und Entladungsfrequenz bei definierten Bedingungen an hirnnervenversorgten Muskeln gesunder Probanden zu bestimmen. Anhand einiger illustrativer Kasuistiken sollte demonstriert werden, daß die Messung der Aktionspotentialamplitude und der Entladungsfrequenz auch bei hirnnervenversorgter Muskulatur klinische Anwendungsmöglichkeiten bietet.

3 MATERIAL UND METHODEN

3.1 Aufzeichnung und digitale Speicherung des EMG-Signals

Die Elektromyogramme wurden mit konzentrischen Nadel-Elektroden (TOENNIES, Höchberg, Bestellnummer: 892010) abgeleitet. Wegen der kleinen graziilen Muskeln im Gesicht wurde diese Elektrode gewählt, welche etwas geringere Maße hat als die sonst gebräuchliche Standard-Nadel-Elektrode. Die Länge beträgt 20 mm, der Kanüldurchmesser 0,45 mm im Gegensatz zu sonst üblichen 30 mm Länge und 0,5 mm Durchmesser. Der Durchmesser des inneren Anteils der hier verwendeten konzentrischen Elektrode war gleich dem der Standard-Nadel-Elektrode. Als Registriergerät diente ein Multiliner (TOENNIES, Höchberg), die verwendete Software war die Version vom 9.9.1993. Die Filtereinstellungen waren 5 Hz für die untere, 5 kHz für die obere Grenzfrequenz. Die Auflösung des eingebauten Analog-/Digital-Wandlers betrug 12 Bit, die Abtastrate 10 kHz.

Während der Ableitung wurde das Signal zeitgleich auf den Bildschirm projiziert und zusätzlich über angeschlossene Lautsprecher akustisch dargestellt. Durch Betätigung eines Fußpedals konnte der Untersucher die laufende Ableitung unterbrechen und die letzten 1 bis 3 Sekunden in zeitlich gedehntem Maßstab betrachten. Bei augenscheinlicher Eignung der Registrierung oblag es wieder dem Untersuchenden, diese in digitaler Form auf Magnetplatte zu konservieren. Danach wurde die Ableitung fortgesetzt. Im Anschluß an die Untersuchung konnten die gespeicherten Kurven nacheinander betrachtet und ausgewertet sowie durch einen Laserdrucker zu Papier gebracht werden.

Während der eigentlichen EMG-Untersuchung fand also keine Analyse der EMG-Signale statt, was den Vorteil hatte, daß der Untersucher seine ganze Aufmerksamkeit der Elektrodenposition und der Innervation des Patienten widmen konnte und nicht durch Bedienung und Beachtung eines Analyse-Gerätes gestört wurde. Weiterhin besteht nur bei Speicherung eines vollständigen Original-Signals die Möglichkeit der Überprüfung einer durchgeführten Analyse.

3.2 Technik bei der Ableitung

Untersucht wurden der M. masseter, der M. orbicularis oris und der M. sternocleidomastoideus. Die Hauttemperatur betrug während der Untersuchung mindestens 32 Grad Celsius, gemessen mit einem Infrarot-Strahlungsthermometer (Fa. Linear Laboratories).

Ziel war es, in jedem Muskel eine möglichst große Anzahl verschiedener Orte zu untersuchen, was aufgrund der geringen Größe dieser Muskeln prinzipiell schwieriger ist als bei der Extremitätenmuskulatur, z.B. im M. tibialis anterior. Die anatomischen Unterschiede und Besonderheiten der drei untersuchten Muskeln erforderten gesonderte Untersuchungsprotokolle.

Technik beim Musculus sternocleidomastoideus:

- 1) Insertion: Die prominenteste Stelle ist die mittlere Portion, so daß die Insertion dort am verlässlichsten ist. Um während des Einstiches ein Ausweichen der Halsweichteile zu verhindern, wurde der Muskel zwischen Daumen und Zeigefinger der anderen Hand gehalten. Der Verlauf der Arteria carotis am vorderen Muskelrand wurde beachtet, weiterhin die Kreuzung der Vena jugularis externa in diesem Bereich. Nach Penetration der Faszie wurde die Elektrode um ca. 1 cm vorgeschoben.
- 2) Registrierungen wie unten (3.3) angegeben.
- 3) Verschieben um ca. 1 cm, registrieren.
- 4) Zurückziehen der Elektrode bis in die Subcutis, Einstich in anderem Winkel, mindestens 30 Grad quer zur Faserrichtung, Wiederholung von 2. (und 3. wenn möglich).
- 5) Erneutes Zurückziehen der Elektrode bis in die Subcutis und Einstich im Winkel von mindestens 30 Grad quer zur Faserrichtung in entgegengesetzter Richtung, Wiederholung von 2. (und 3., wenn möglich)
- 6) Wiederholung von 1. bis 5. auf der gegenüberliegenden Seite

Nach diesem Protokoll konnten so in den beiden Mm. sternocleidomastoidei einer untersuchten Person mindestens 8, maximal 12 verschiedene Orte untersucht werden.

Technik beim Musculus masseter:

Goodgold (1980) beschreibt die Insertion auf einer Linie im rechten Winkel zum Ramus mandibulae auf Höhe der vorderen Grenze des Ohrmuschel-Ansatzes, was sich prinzipiell als geeignet herausstellte. Als weitere Orientierung diente die prominenteste Stelle bei Funktionsprüfung durch Kieferschluß. Nach Insertion und Penetration der Faszie wurde in ähnlicher Weise wie beim M. sternocleidomastoideus die Nadel um 1 cm vorgeschoben und die Registrierung vorgenommen. Aufgrund der geringen Größe des M. masseter war ein weiteres Vorschieben nicht möglich. Die Elektrode wurde bis in die Subcutis zurückgezogen und im Winkel von 30 Grad quer zur Faserrichtung eingestochen. Nach Registrierung erfolgte wiederholtes Zurückziehen und Einstich in entgegengesetzter Richtung 30 Grad quer zum Faserverlauf. Dieses Vorgehen wurde im gegenüberliegenden M. masseter wiederholt. So konnten bei einer untersuchten Person höchstens 6 verschiedene Orte untersucht werden.

Technik beim Musculus orbicularis oris:

Die vom Nervus facialis versorgte Muskulatur ist sehr dünn und die Elektrode wurde nach Durchdringen der Cutis unter vorsichtigem Probieren und Beachtung der optischen und akustischen Signale vorgeschoben. Die Insertion erfolgte auf jeder Seite ca. 10 mm medial des Mundwinkels im oberen als auch in manchen Fällen im unteren Teil des Muskels. Um eine Fehlinsertion auszuschließen wurde eine funktionelle Kontrolle durchgeführt, im Falle des M. orbicularis oris durch Spitzen der Lippen. Die Untersuchung erfolgte entfernt von der Mittellinie, da Überkreuzungen der Innervation bei Gesunden, als auch bei Reinnervation auftreten können (*Goodgold 1980*). Nach den ersten Registrierungen wurde ein weiterer Ableitort durch Veränderung des Winkels zum Faserverlauf, wie oben beschrieben, erhalten. Ebenso wurde auf der Gegenseite verfahren und bei Tolerierung durch den Probanden auch im unteren Anteil des Muskels, so daß mindestens 4, höchstens 8 verschiedene Orte untersucht wurden.

3.3 Generelles Vorgehen

Der Proband wurde zu sehr leichter Willküranspannung aufgefordert und dabei eine nadelnahe motorische Einheit registriert. Die Nadelnähe wurde durch Beachtung des akustischen Signals der angeschlossenen Lautsprecher und durch Betrachtung der Signale auf dem Bildschirm verifiziert und konnte später mit dem Computer quantitativ beurteilt werden. Es wurde nun versucht, den Moment der Rekrutierung einer zweiten motorischen Einheit festzuhalten, indem die Anspannung des Muskels durch den Probanden sehr langsam gesteigert wurde. Wenn möglich wurde auch mit einer dritten oder vierten Einheit so verfahren. Zusätzlich wurde bei konstanter Innervation die Nadelposition minimal verändert, um den Einfluß der Nadellage auf die Amplitude zu studieren.

3.4 Auswahl des Normalkollektives

Zehn weibliche und zehn männliche gesunde Probanden (Studenten, Mitarbeiter des Labors) der Altersgruppe zwanzig bis dreißig Jahre wurden untersucht. Sie wurden über den wissenschaftlichen Zweck der Untersuchung sowie über deren Ablauf informiert, als auch aufgeklärt über Schmerzhaftigkeit und Risiken einer Nadel-EMG-Untersuchung, wie Infektionsgefahr oder Verletzung von Blutgefäßen. Ein Rücktritt von der Untersuchung war zu jedem Zeitpunkt möglich, worüber ebenfalls informiert wurde.

Vor der Aufnahme eines Probanden in das Normalkollektiv wurde eine Anamnese erhoben und eine neurologische Untersuchung durchgeführt. Bei der Anamnese wurde insbesondere gefragt nach:

- Paresen und Sensibilitätsstörungen, Schluckstörungen
- Torticollis spasmodicus, Spasmus facialis, Blepharospasmus
- Diabetes Mellitus
- Alkohol- oder Medikamentenabusus
- Nierenerkrankungen
- Hypo- oder Hyperthyreose

- anderen chronische Erkrankungen
- Neuromuskulären Erkrankungen in der Familie

Die körperliche Untersuchung schloß in jedem Fall ein:

- Ausführliche Prüfung der Hirnnervenfunktionen
- Prüfung der Muskeleigenreflexe
- Grobe Kraftprüfung
- Kontrolle des Gleichgewichts und der Koordination
- Prüfung der Oberflächen- und Tiefensensibilität
- Ermittlung des Körpergewichts

Im Falle einer bejahenden Antwort auf eine der Fragen, von Auffälligkeiten bei der körperlichen Untersuchung oder Abweichungen des Körpergewichts um mehr als 20% vom Normalgewicht wurde der Proband von dieser Studie ausgeschlossen.

3.5 Auswahl der Patienten

Aus dem Archiv des elektrophysiologischen Labors der Klinik für Neurologie wurden Registrierungen von Patienten mit typischen klinischen Fragestellungen ausgewählt. Sie waren mit den oben angegebenen Materialien und Methoden untersucht worden.

3.6 Auswertung

Die gespeicherten EMG-Kurven von 1, 2 oder 3 Sekunden Dauer wurden im Anschluß an die Aufnahme auf dem Bildschirm dargestellt. Es wurde nun versucht, möglichst jedes Potential einer motorischen Einheit zuzuordnen (Abb. 3). Dieses geschah größtenteils automatisch mit Hilfe des verwendeten Computer-Programmes. Die vom Computer gemachten Vorschläge konnten vom Untersucher verifiziert und gegebenenfalls manuell überarbeitet werden (*Schulte-Mattler und Jakob 1999*). Eine Signalabweichung von mehr als 100 μV mit einer Anstiegszeit von höchstens 0,5 msec galt als Aktionspotential. Es mußte

wenigstens dreimal in der Registrierung wiederkehren. Kurven, bei denen die Klassifikation nicht eindeutig möglich war, wurden nicht zur Auswertung herangezogen. Von jedem untersuchten Ort im Muskel wurde nur eine einzige Registrierung in die Auswertung einbezogen, um sicherzustellen, daß jede motorische Einheit nur einmal gezählt wurde. Es wurde jeweils die Registrierung mit den meisten aktiven motorischen Einheiten ausgewählt, bei gleicher Anzahl an Einheiten die Registrierung mit der höchsten Entladungsfrequenz.

An der Mittelwertkurve der Aktionspotentiale einer motorischen Einheit wurden maschinell Amplitude, Phasenzahl, Anstiegszeit und Anstiegssteilheit bestimmt. Für die Dauer wurde vom Computer-Programm ein Vorschlag gemacht. Als Kriterium galt eine Abweichung von der Nulllinie um mindestens 10 μV . Der Untersucher konnte den Vorschlag akzeptieren oder modifizieren.

Obwohl der Anteil polyphasischer Potentiale bei fazialen Muskeln höher ist (bis zu 12 %) als bei übriger Muskulatur (3%), wurden wie üblich polyphasische Aktionspotentiale nicht in die Auswertung der Dauer einbezogen, da die Einbeziehung der polyphasischen Potentiale den diagnostischen Ertrag verringert (*Buchthal 1985*).

Um den Einfluß der Nadellage zu begrenzen und objektiv die Position der Elektrode relativ zur motorischen Einheit einschätzen zu können, und damit die Qualität der Ableitung, wird üblicherweise die Anstiegszeit eines Aktionspotentials als Kriterium herangezogen. *Nandedkar et al. (1988)* empfehlen, daß im klinischen EMG die Elektrodenposition angepaßt werden möge, um die Amplitude maximal werden zu lassen. Jedoch lassen sich auf diese Art und Weise auch im gesunden Muskel prinzipiell beliebig hohe Amplituden registrieren. Die Nadel-Elektrode kommt dabei einer einzigen Muskelfaser so nahe, daß das Aktionspotential dieser einzelnen Faser kaum noch durch Volumenleitung im Gewebe abgeschwächt wird. Derartige Aktionspotentiale sind jedoch durch eine sehr geringe Anstiegszeit $< 0,2$ msec charakterisiert. Deshalb schlossen wir Aktionspotentiale mit einer kleineren Anstiegszeit als 0,2 msec von der Auswertung aus. In der Regel wird gefordert, daß die Anstiegszeit 0,5 msec nicht überschreitet (*Daube 1981, Stalberg 1986*). Jedoch haben Aktionspotentiale mit hohen Amplituden, wie sie vor allem im neurogen geschädigten Muskel gefunden werden, oft eine längere Anstiegszeit

und könnten aufgrund dieses Kriteriums bei der EMG-Analyse nicht berücksichtigt werden. Gerade diese Aktionspotentiale liefern jedoch wesentliche Informationen. Eine mögliche Lösung ist die Berücksichtigung der Anstiegssteilheit (gemessen in V / sec). Ein Mindestwert von 0,5 V / sec wurde vorgeschlagen (*Gunreben und Schulte-Mattler* 1992), für welchen sich bei normalen Aktionspotentialen keine Unterschiede zum üblichen Kriterium der Anstiegszeit ergeben. So errechnet sich z.B. für ein Aktionspotential von 0,15 mV und einer Anstiegszeit von 0,3 msec eine Anstiegssteilheit von 0,5 V / sec ($0,15 \text{ mV} / 0,3 \text{ msec} = 0,5 \text{ V} / \text{sec}$). Aktionspotentiale mit pathologisch hohen Amplituden sollten durch dieses Zusatzkriterium erfaßt werden. Es sei darauf hingewiesen, daß bei Annäherung der Elektrode an die Muskelfaser die Anstiegszeit abnimmt. Die Anstiegssteilheit verhält sich umgekehrt und nimmt bei Annäherung zu. In der vorliegenden Arbeit mußte ein Aktionspotential also folgende Kriterien erfüllen, um in die Auswertung einbezogen zu werden:

- Anstiegszeit $\geq 0,2$ msec und
- Anstiegszeit $\leq 0,5$ msec oder Anstiegssteilheit $\geq 0,5$ V/sec.

Zur Bestimmung der mittleren Entladungsfrequenz wurde der Kehrwert des Medianwertes der Intervalle zwischen den einzelnen Aktionspotentialen einer motorischen Einheit gebildet. Zur Beurteilung der möglicherweise bestehenden Abhängigkeit der Entladungsfrequenzen, der Amplituden und der Dauer von der Anzahl der gleichzeitig aktiven motorischen Einheiten wurden alle Registrierungen aus dem gleichen Muskel sortiert nach der Anzahl der jeweils entladenden Einheiten, welche zwischen eins und vier lag. Für jede dieser vier Gruppen wurden die mittleren Entladungsfrequenzen, Amplituden und die Dauer getrennt ermittelt.

3.7 Statistische Methoden

Die Daten wurden mittels SigmaStat, Version 1.02, statistisch analysiert. Normalverteilung wurde mittels Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Bei normalverteilten Daten wurden parametrische Tests (t-Test, Produkt-Moment Korrelation), sonst nichtparametrische Tests vorgenommen (Mann-Whitney Rank-Sum-Test). Als Signifikanzniveau war $p < 0.05$ vorgegeben.

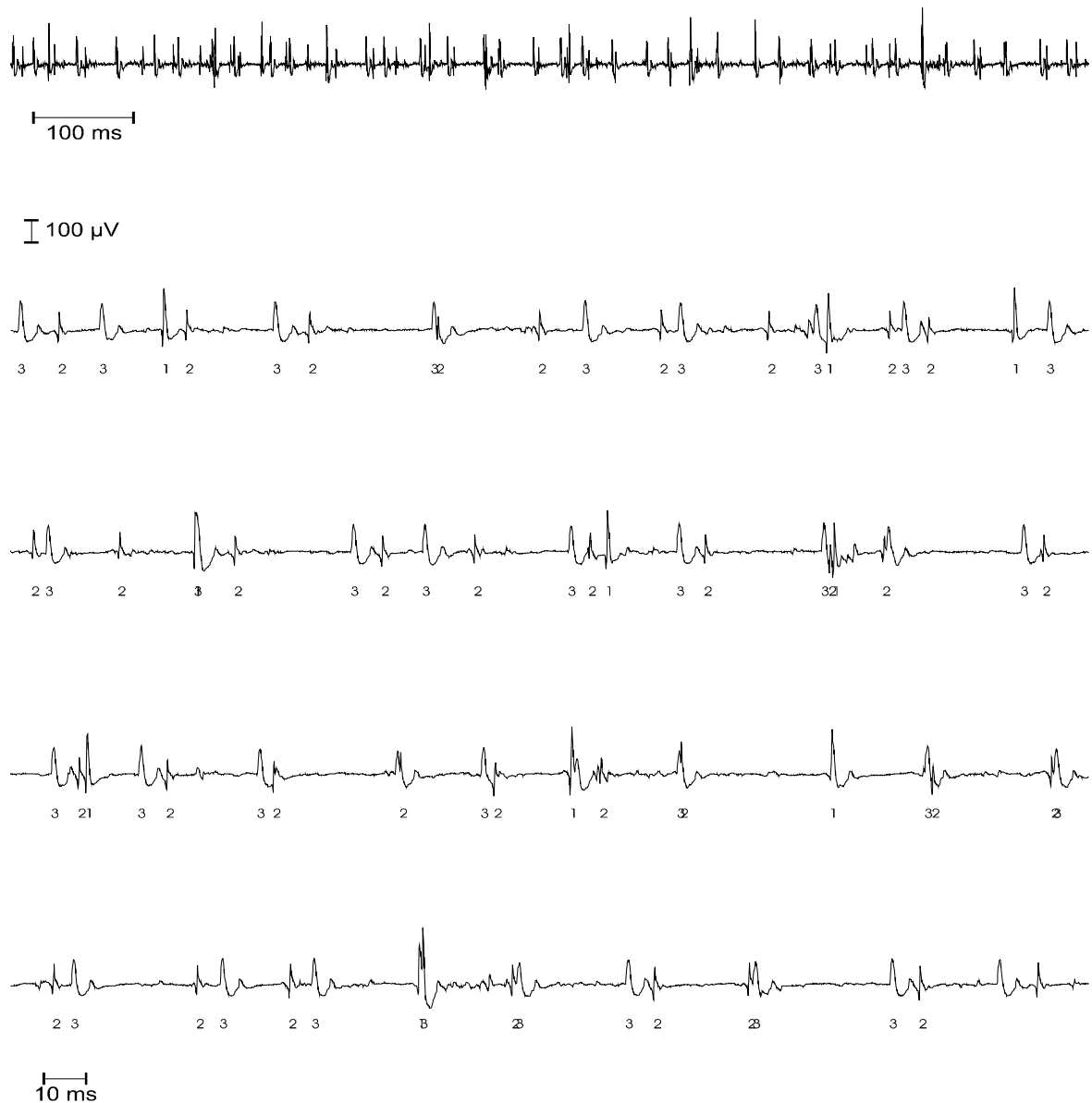


Abbildung 3: Beispiel einer EMG-Registrierung

Oben ist eine EMG-Registrierung von einer Sekunde Dauer dargestellt. die folgenden Zeilen zeigen dieselbe Registrierung in zeitlich gedehntem Maßstab. Man sieht an der Gestalt der wiederkehrenden Potentiale, daß Aktionspotentiale von drei motorischen Einheiten auftreten. Die Ziffern geben an, welcher motorischen Einheit das jeweilige Potential zugeordnet wurde. Einige Male wird ein Aktionspotential zwei verschiedenen motorischen Einheiten zugeordnet, es handelt sich hierbei um eine Superposition.

3.8

4 ERGEBNISSE

4.1 Aktionspotentialdauer

Die Meßwerte der Aktionspotentialdauern sind in Tabelle 1 und Abb. 4 bis 6 zusammengefaßt.

Die Werte für die Aktionspotentialdauer aller Muskeln waren normalverteilt. Bei Prüfungen der Verteilung, getrennt nach Muskel, scheiterte der Test auf Normalverteilung einige Male knapp. In diesen Fällen waren jedoch die arithmetischen Mittelwerte und Medianwerte fast identisch. Deswegen geben wir zur besseren Übersichtlichkeit der Ergebnisse Mittelwert und Standardabweichung an (siehe Tabelle 1: **). Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Männern und Frauen ergaben sich für den M. masseter und für den M. orbicularis oris, nicht jedoch für den M. sternocleidomastoideus.

Tabelle 1: Aktionspotentialdauer

Muskel	N	Normal- verteilung	Mittelwert (msec)	SD (msec)	Obergrenze* (msec)
M. orbicularis oris (w.)	85	Ja	7,3	1,7	11,6
M. orbicularis oris (m.)	87	Ja	7,2	2,2	12,7
M. masseter (w.)	123	Nein	7,0	1,9**	11,7
M. masseter (m.)	141	Nein	7,7	2,4**	13,6
M. sternocleidomast.	259	Ja	9,7	3,0	17,3

SD: Standardabweichung, m = männlich , w = weiblich,

N = Anzahl analysierter motorischer Einheiten

* Die obere Grenze entspricht dem Wert, unter dem 99.5 % aller Werte liegen, (Mittelwert+2,5*Standardabweichung)

**Erklärung im obenstehenden Text

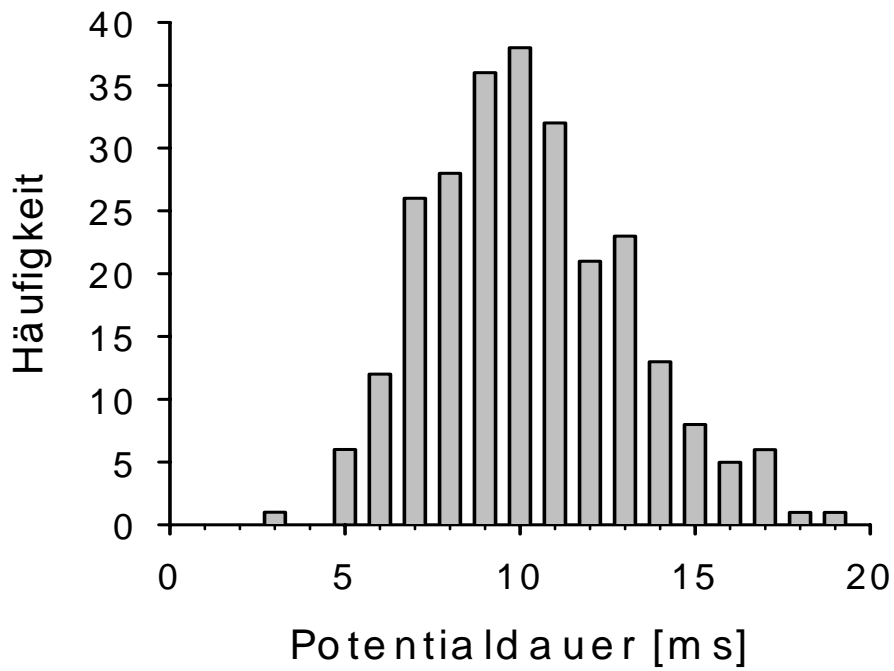


Abbildung 4: Aktionspotentialdauer im *M. sternocleidomastoideus*.

Es gingen 259 Aktionspotentiale in die Auswertung ein, die mittlere Dauer betrug 9,7 msec. Es fand sich kein signifikanter Geschlechtsunterschied.

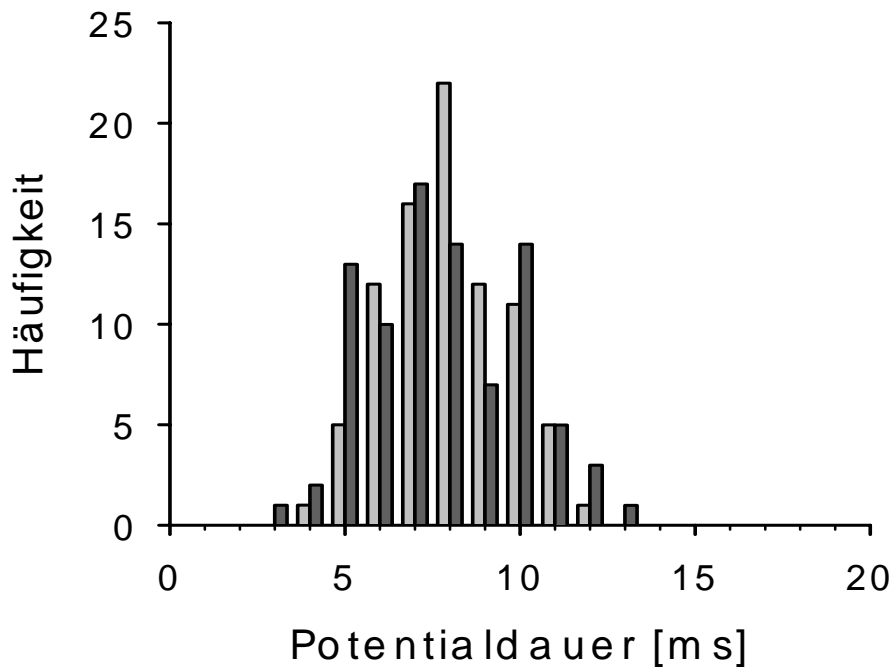


Abbildung 5: Aktionspotentialdauer im *M. orbicularis*.

Es gingen 85 Aktionspotentiale weiblicher Probanden und 87 Aktionspotentiale männlicher Probanden in die Auswertung ein. Es fand sich ein signifikanter Geschlechtsunterschied. Die mittlere Dauer betrug 7,3 msec für weibliche und 7,2 msec für männliche Probanden.

männlich = dunkel, weiblich = hell

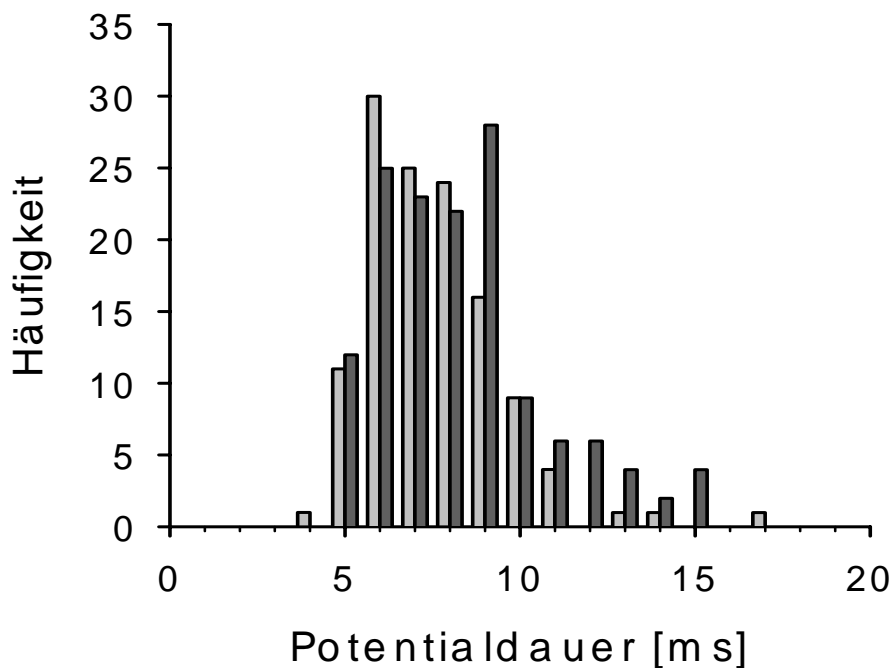


Abbildung 6: Aktionspotentialdauer im *M. masseter*.

Es gingen 123 Aktionspotentiale weiblicher und 141 Aktionspotentiale männlicher Probanden in die Auswertung ein. Es bestand ein signifikanter Geschlechtsunterschied. Die mittlere Aktionspotentialdauer für weibliche Probanden betrug 7,0 msec, für männliche Probanden 7,7 msec.

männlich = dunkel, weiblich = hell

4.2 Aktionspotentialamplitude

Die Aktionspotentialamplituden (Abb. 7 bis 9) waren nicht normalverteilt, sondern hatten eine asymmetrische Häufigkeitsverteilung. Das bedeutet, daß Aktionspotentiale mit kleinerer Amplitude häufiger vorkamen als solche mit hohen Amplituden. Der Medianwert war kleiner als der Mittelwert. Bei derartigen Verteilungen dürfen statistische Verfahren, die eine Normalverteilung voraussetzen, nicht angewendet werden. Häufig sind in diesen Fällen aber die Logarithmen der Meßwerte normalverteilt, so daß parametrische statistische Verfahren auf die logarithmierten Meßwerte angewendet werden dürfen. Dies war bei den Aktionspotentialamplituden der Fall. Signifikante Unterschiede der

Amplituden zwischen Männern und Frauen fanden sich in allen untersuchten Muskeln.

Tabelle 2: Aktionspotentialamplituden

Muskel	N	Mittelwert (ln (µV))	SD (ln (µV))	Obere Grenze (µV) *
M. orb. oris (w)	98	5,20	0,426	523,85
M. orb. oris (m)	94	5,37	0,522	793,78
M. mass. (w)	126	5,52	0,502	877,50
M. mass. (m)	150	6,07	0,600	1932,57
M. sternocl. (w)	166	5,49	0,598	1075,03
M. sternocl. (m)	154	5,66	0,687	1606,17

SD: Standardabweichung, m = männlich , w = weiblich,

N = Anzahl analysierter motorischer Einheiten

ln= Logarithmus

*: Die obere Grenze entspricht dem Wert, unter dem 99.5 % aller Werte liegen
(= exp (Mittelwert + 2,5*SD)),

(exp = Exponent = Umkehr der Logarithmierung).

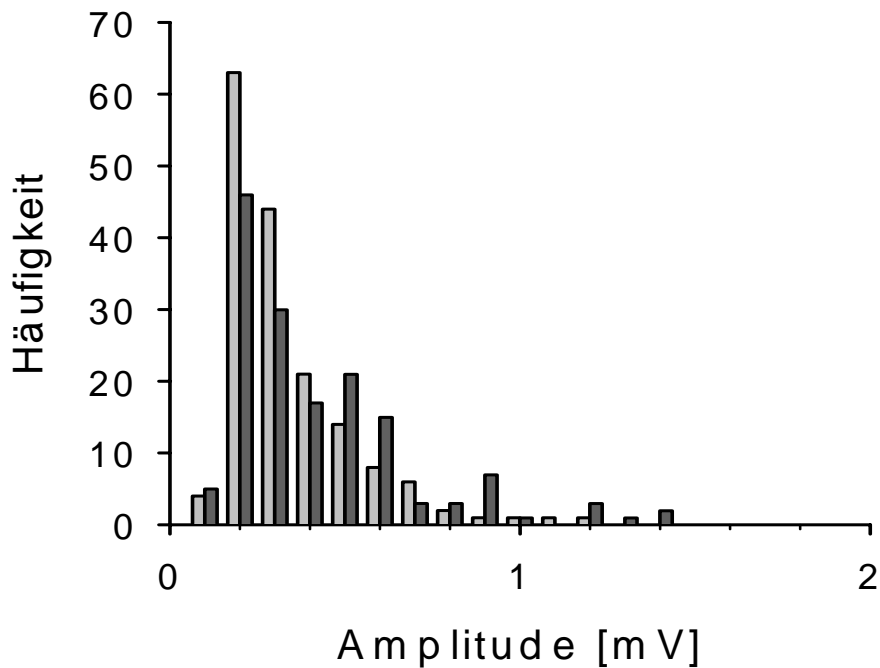


Abbildung 7: Aktionspotentialamplitude im *M. sternocleidomastoideus*.

Es bestand ein signifikanter Geschlechtsunterschied, die Verteilungen waren linksschief. Es gingen 166 Aktionspotentiale weiblicher und 154 Aktionspotentiale männlicher Probanden in die Auswertung ein. Der Mittelwert der logarithmierten Meßwerte betrug 5,49 (ln (μV)) für weibliche und 5,66 (ln (μV)) für männliche Probanden.

männlich = dunkel, weiblich = hell

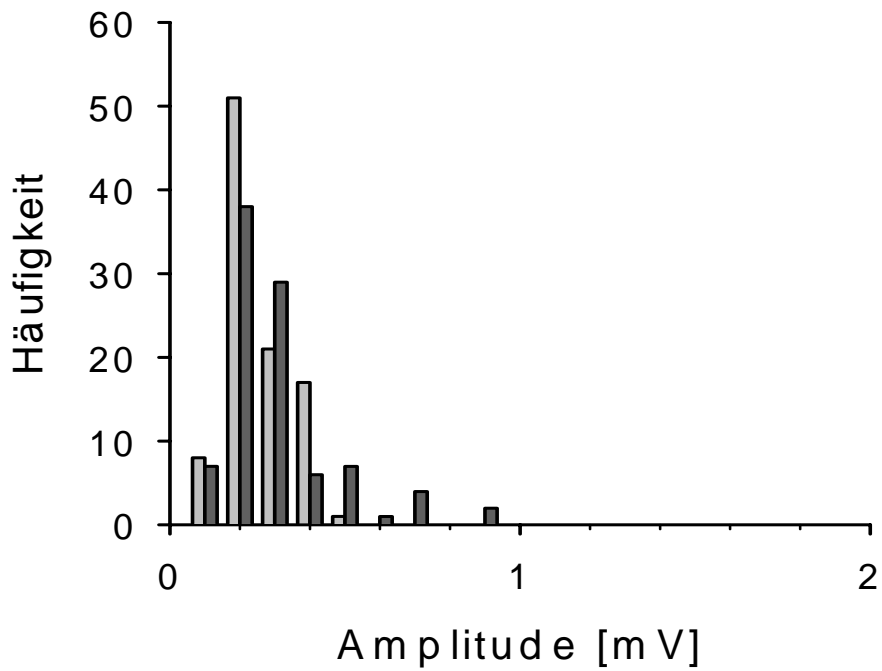


Abbildung 8: Aktionspotentialamplitude im *M. orbicularis*.

Es fand sich ein signifikanter Geschlechtsunterschied. Es gingen 98 Aktionspotentiale weiblicher und 94 Aktionspotentiale männlicher Probanden in die Auswertung ein, die Mittelwerte betragen jeweils 5,2 ln (μV) und 5,37 ln (μV).

männlich = dunkel, weiblich = hell

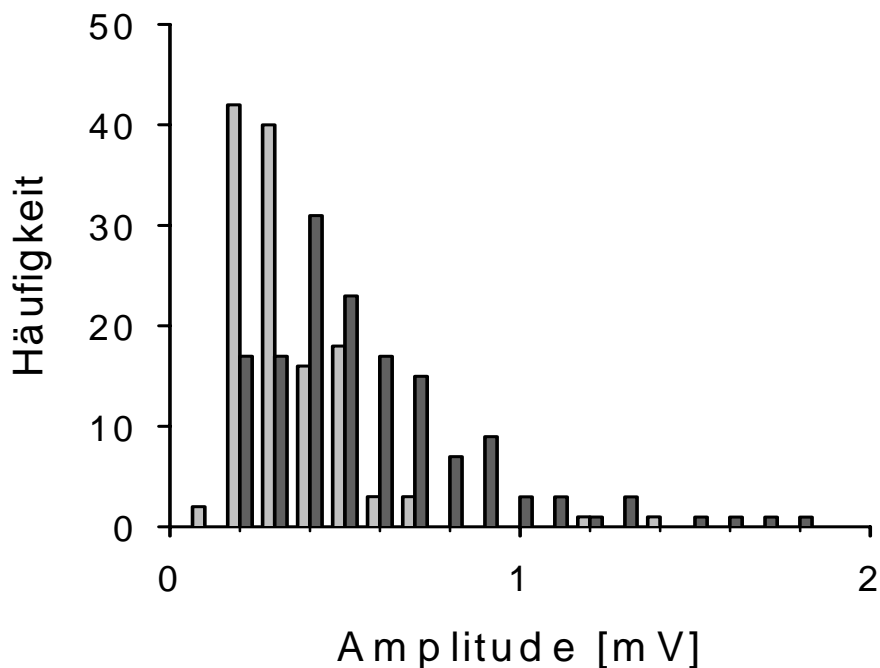


Abbildung 9: Aktionspotentialamplitude im M. masseter.

Es bestand ein signifikanter Geschlechtsunterschied, 126 Aktionspotentiale weiblicher und 150 Aktionspotentiale männlicher Probanden gingen in die Auswertung ein, die Mittelwerte betragen jeweils 5,52 In (μV) und 6,07 In (μV).

männlich = dunkel, weiblich = hell

4.3 Rekrutierung

Zur Beurteilung der Rekrutierung wurde für jede motorische Einheit die mediane Entladungsfrequenz ermittelt (Abb. 10 bis 12). Dieser Wert ist für eine motorische Einheit kein konstantes Merkmal, sondern ändert sich in Abhängigkeit von der Muskelanspannung.

In keinem Muskel ergab sich bei bis zu vier gleichzeitig aktiven Einheiten eine Abhängigkeit der Entladungsfrequenz von der Zahl der rekrutierten Einheiten (Pearson Product Moment Correlation). Im M. masseter ergab sich numerisch eine Signifikanz ($p < 0,05$) bei jedoch negativem Korrelationskoeffizienten. Deshalb poolten wir die Werte für die einzelnen Muskeln unabhängig von der Rekrutierungsstufe. Die gepoolten Werte waren normalverteilt, ebenso die einzelnen

für jeden Muskel betrachteten Werte, nur im M. sternocleidomastoideus fand sich eine annähernde Normalverteilung. Die Werte waren in allen Muskeln signifikant unterschiedlich für beide Geschlechter.

Tabelle 4: Mediane Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten

Muskel	N	Mittelwert (Hz)	SD (Hz)	Obere Grenze (Hz)*
M. orbicularis oris (w)	98	22,6	7,3	40,9
M. orbicularis oris (m)	94	22,4	8,3	39,1
M. masseter (w)	126	16,4	5,0	29,0
M. masseter (m)	150	15,0	4,7	26,8
M. sternocleidomastoideus (w)	166	11,4	3,1	19,2
M. sternocleidomastoideus (m)	154	12,1	4,1	22,4

SD: Standardabweichung, m = männlich , w = weiblich, N = Anzahl analysierter motorischer Einheiten

* Die obere Grenze entspricht dem Wert, unter dem 99,5% aller Werte liegen (= Mittelwert + 2,5*SD).

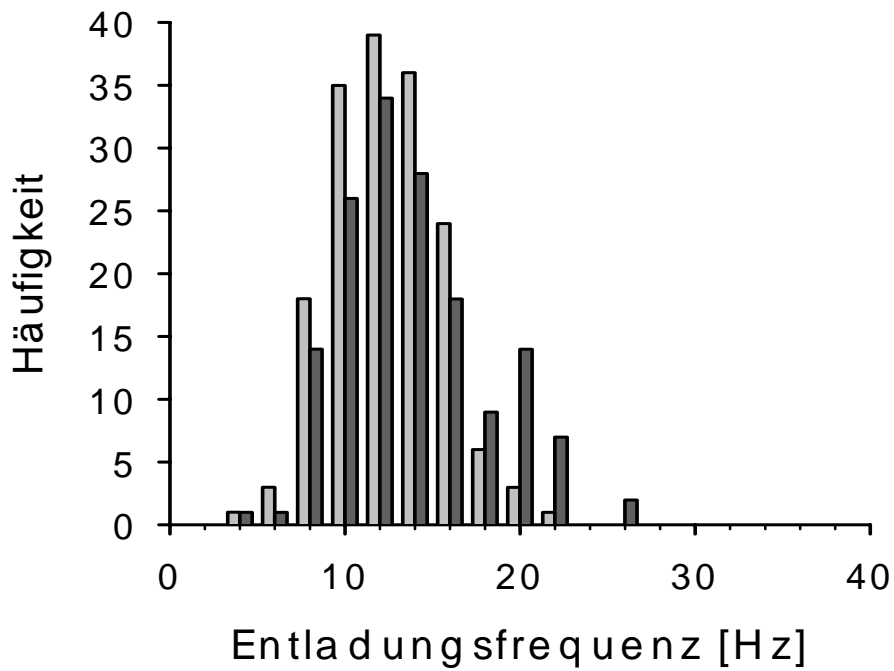


Abbildung 10: Entladungsfrequenz im *M. sternocleidomastoideus*.

Es fand sich ein signifikanter Geschlechtsunterschied. Es gingen 166 Aktionspotentiale weiblicher Probanden und 154 Aktionspotentiale männlicher Probanden in die Auswertung ein, die mittlere Entladungsfrequenz betrug 11,4 Hz für weibliche und 12,1 Hz für männliche Probanden.

männlich = dunkel, weiblich hell

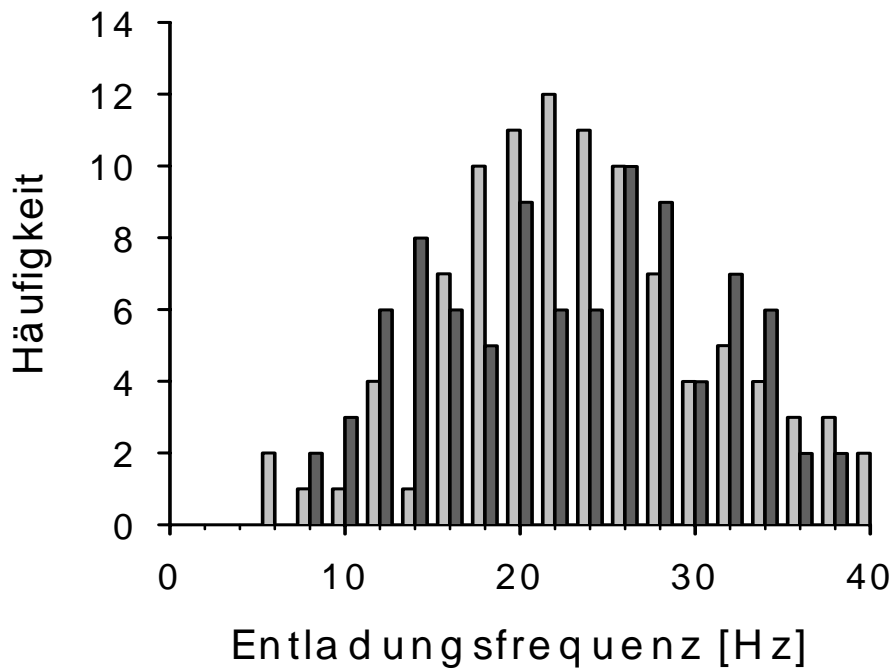


Abbildung 11: Entladungsfrequenz im *M. orbicularis oris*.

Auch hier fand sich ein signifikanter Geschlechtsunterschied. Es gingen 98 Aktionspotentiale weiblicher Probanden und 94 Aktionspotentiale männlicher Probanden in die Auswertung ein. Die mittlere Entladungsfrequenz betrug jeweils 16,4 und 15,0 Hz.

männlich = dunkel, weiblich = hell

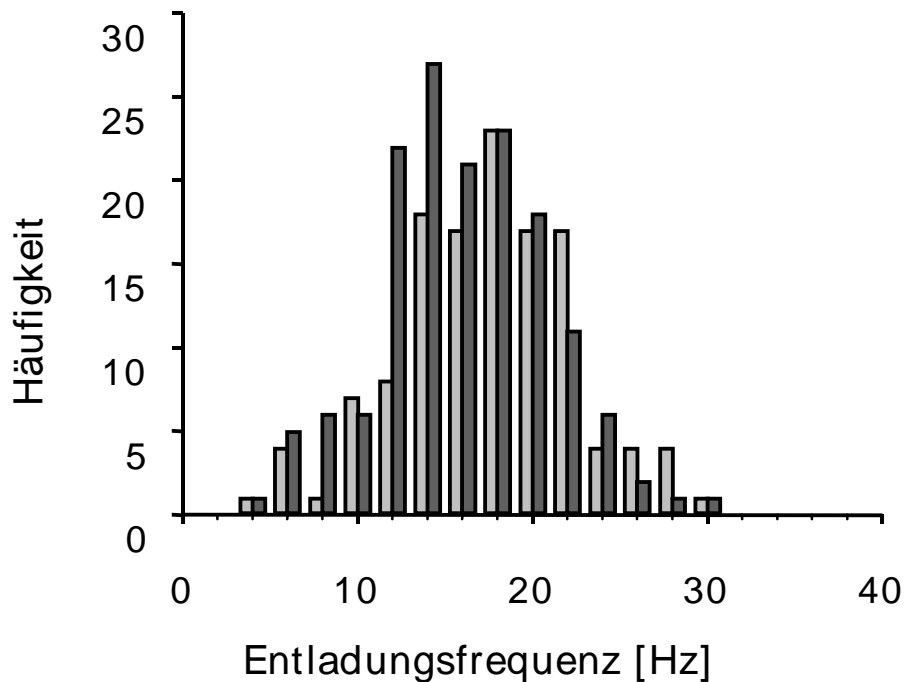


Abbildung 12: Entladungsfrequenz im M. masseter.

Es fand sich ein signifikanter Geschlechtsunterschied und es gingen 126 Aktionspotentiale weiblicher Probanden und 150 Aktionspotentiale männlicher Probanden in die Auswertung ein. Die mittlere Entladungsfrequenz betrug jeweils 16,43 und 14,98 Hz.

männlich = dunkel, weiblich = hell

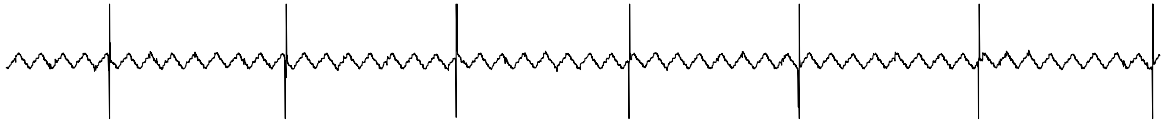
4.4 Patientenbeispiele

Patient 1

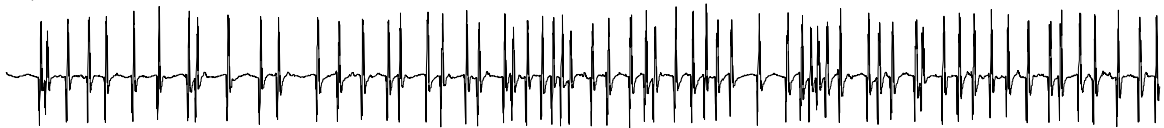
Ein dreiundfünfzigjähriger Mann, bei dem 16 Wochen zuvor eine Operation zur Entfernung eines Akustikusneurinoms durchgeführt wurde und bei dem postoperativ eine periphere Fazialisparese aufgetreten war, kam zur Verlaufsbeurteilung. Klinisch hatte sich sein Zustand bereits gebessert und der Lidschluß war seit drei Wochen wieder vollständig möglich.

In der elektromyographischen Untersuchung fand sich vereinzelt pathologische Spontanaktivität als Zeichen der Denervation. Verbliebene Einheiten im M. orbicularis oris hatten Amplituden bis 1,4 mV und entluden mit einer mittleren Frequenz von bis zu 59,2 Hz, kurzzeitig waren Maximalfrequenzen von 169,5 Hz zu finden, was die starke versuchte Anspannung anzeigt.

a)



b)



┆ 100 μ V
┆ 100 ms

Abbildung 13: EMG-Registrierung von Patient 1

- a) Spontanaktivität, man erkennt die minimale Variation der Inter-Spike-Intervalle als typisches Merkmal von pathologischer Spontanaktivität
- b) Registrierung von 1 sec Dauer. Auffällig sind die sehr dicht aufeinanderfolgenden Aktionspotentiale einer einzigen motorischen Einheit. Diese entlädt mit einer medianen Frequenz von 52 Hz pro Sekunde. Die Dauer beträgt 7,8 ms und liegt damit nur gering über dem Mittelwert der Normalpersonen (7,2 ms).

Patient 2

Ein vierzehnjähriger Junge, der vier Wochen zuvor bei einem Autounfall ein Schädel-Hirn-Trauma mit otobasaler Fraktur und Fazialisparese erlitten hatte, und bei dem posttraumatisch eine Dekompressions-Operation vorgenommen worden war, kam zur Beurteilung der Prognose der noch immer bestehenden Lähmung.

Die klinische Untersuchung ergab eine periphere Fazialisparese rechts. Die Stirnmuskulatur war plegisch, der Lidschluß unvollständig, Pfeifen und Aufblasen der Wangen waren nicht möglich. Die übrigen Hirnnervenfunktionen waren unauffällig.

Im EMG des M. orbicularis oris zeigte sich keine pathologische Spontanaktivität, es waren Willkürpotentiale mit Amplituden bis 0,59 mV und mit aufgesplitterter Form erhältlich. Es wurden mittlere Entladungsfrequenzen bis zu 70,9 Hz erreicht, was auf den Untergang motorischer Einheiten hinwies. Das Fehlen von Spontanaktivität und die Berücksichtigung der Leitungsstudie, bei der eine seitengleiche Latenz gefunden wurde, sprach für eine vorwiegend neurapraktische Schädigung mit guter Prognose. Tatsächlich konnte man in der ambulanten Nachsorge innerhalb eines Zeitraumes von 10 Monaten einen Rückgang der Fazialisparese mit nur minimaler residualer Mundastschwäche verzeichnen.

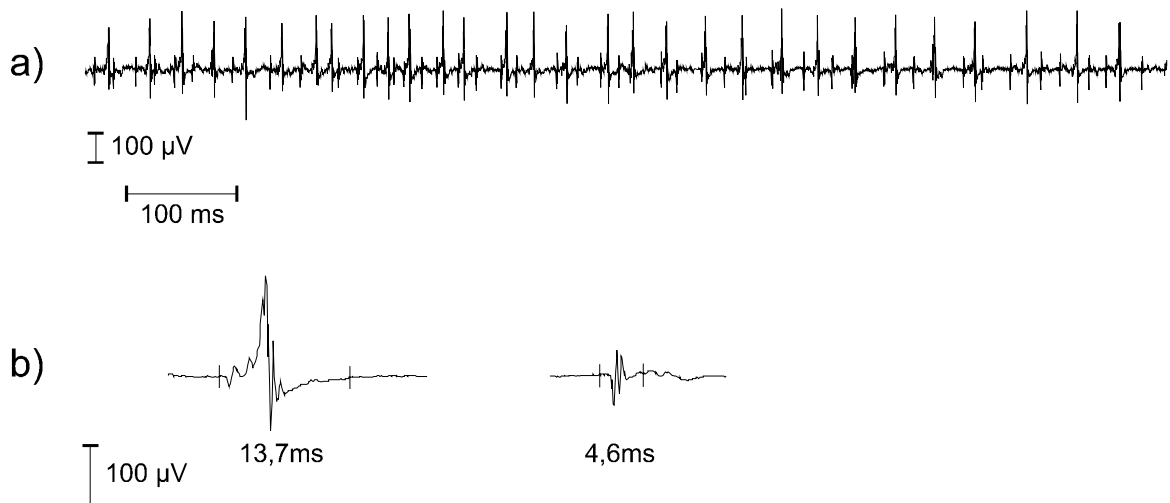


Abbildung 14: EMG-Registrierung von Patient 2

- a) In der Registrierung aus dem M. orbicularis oris rechts sind zwei motorische Einheiten aktiv. Die kleinere von beiden entlädt mit einer Frequenz von bis zu 116 Hz, die mittlere Entladungsrate beträgt 52,7 Hz.
- b) Typische Aktionspotentiale der beiden motorischen Einheiten aus a) in vergrößerter Darstellung. Hingewiesen sei auf deren komplexe Form als Zeichen der Reinnervation.

5 DISKUSSION

5.1 Gültigkeit der ermittelten Normalwerte

Bei der Erstellung von Referenzkollektiven sind eine Reihe von Faktoren zu beachten, welche die Ergebnisse beeinflussen. In der vorliegenden Untersuchung „Nadel-Elektromyographie“ sind dies:

- Technische Einflußfaktoren (Filterung, Verstärkung, Nadeltyp, Extraktionsalgorithmen)
- Biologische Einflußfaktoren (Muskel, Ableitort im Muskel, Temperatur, Alter, Geschlecht, Innervationsgrad)
- Populationsauswahl (Kollektivgröße und Zusammensetzung, Ein- und Ausschlußkriterien)
- Untersucher-Bias (Auswahl der Potentiale, Genauigkeit der Auswertung)
- Statistische Methoden (Anwendbarkeit, Verlässlichkeit).

Eine Übersicht findet sich bei *Bischoff (1997)*.

Hinsichtlich der technischen Einflußfaktoren besteht weitgehend Konsens über optimale Einstellungen für Filterung, Verstärkung und Abtastrate, die entsprechend verwendet wurden. Kritisch ist der Typ der Ableitelektrode, da dieser starken Einfluß auf die Meßergebnisse, vor allem Amplitude und Dauer, hat. Die hier verwendete Elektrode hat ähnliche Außenmaße und die gleiche Ableitfläche wie die international für die quantitative EMG als Standard geltende Elektrode. Da bei Variation des Durchmessers der äußeren Kanüle in einem Bereich von 0,38 bis 0,9 mm keine systematischen Abweichungen der Ergebnisse festgestellt wurden (*Buchthal 1954*), entspricht die hier verwendete Elektrode dem internationalen Standard.

Die biologischen Einflußfaktoren und die Populationsauswahl wurden genau definiert und sind somit nachvollziehbar (reproduzierbar). Da Amplitude und Dauer der Aktionspotentiale mit dem Alter leicht ansteigen, können die hier angegebenen

Normalwerte für andere Altersgruppen nur mit Einschränkungen gelten. Die Entladungsrate ist altersunabhängig (*Schulte-Mattler et al. 2000*), die hier angegebenen diesbezüglichen Normalwerte also auch.

Prinzipiell nicht beliebig reduzierbar ist der Einfluß des Faktors 'Untersucher-Bias'. Das Ausmaß dieses Einflusses ist für die hier verwendete Methodik quantitativ bekannt (*Schulte-Mattler und Jakob 1999*) und liegt deutlich innerhalb der hier gefundenen biologischen Schwankungsbreite der Meßwerte. Die Tatsache, daß die vorliegenden EMG-Registrierungen und Auswertungen von einer einzigen Person, der Autorin, vorgenommen wurden, beeinträchtigt die Gültigkeit der hier angegebenen Normalwerte also nicht wesentlich.

5.2 Aktionspotentialdauer

Die Aktionspotentialdauer hat seit *Buchthals* Untersuchungen 1954 einen hohen Stellenwert in der quantitativen Elektromyographie. Um festzustellen, ob sich durch die Anwendung einer durch Computer gestützten Methode eine systematische Abweichung von bereits publizierten Daten ergibt, wurde die Dauer mitausgewertet. Solche systematischen Abweichungen (*wie zum Beispiel bei Dorfman 1988*) hatten gegenüber automatischen quantitativen Verfahren zu Skepsis geführt (*Daube 1987*).

Unsere gewonnenen Daten stimmen mit denen von *Buchthal* insofern überein, daß seine und unsere Aktionspotentialdauern der fazialen Muskeln kürzer sind als die jeweils für die Extremitätenmuskulatur ermittelten. *Buchthal* fand für die Aktionspotentialdauer fazialer Muskeln der entsprechenden Altersgruppe eine mittlere Dauer von ca. 5,4-6,2 msec. Das ist wesentlich kürzer als seine für den *Musculus biceps brachii* ermittelte Aktionspotentialdauer von 9,2 msec oder für den recht kleinen *Musculus abductor digiti minimi*, für den er eine mittlere Dauer von 11,9 msec fand. Somit kann man nicht verallgemeinernd annehmen, daß die Aktionspotentialdauer bei kleinen Muskeln immer geringer ist als bei großen Muskeln. Auch wir fanden eine relativ kurze Dauer für den *Musculus orbicularis oris* (7,2 msec (m)), wohingegen in einer früheren Untersuchung der Extremitätenmuskulatur mit derselben Methode (*Gunreben und Schulte-Mattler 1992*) für den *M. biceps brachii* ebenfalls eine tendenziell längere mittlere Dauer (9,8 msec) festgestellt wurde, ähnlich wie bei *Buchthal*. Die bestehenden

Unterschiede zu Buchthals Resultaten sind nicht notwendig auf die - ohnehin nur geringen - methodischen Unterschiede zurückzuführen, da sie sich im Rahmen der üblichen Variation zwischen verschiedenen EMG-Labors bewegen. Als Beispiel sei die Bestimmung der mittleren Aktionspotentialdauer im M. biceps brachii mit *Buchthals* Methode bei *Nandedkar et al (1988)*, *Gunreben und Schulte-Mattler (1992)* und bei *Buchthal* selbst (*Stöhr 1998*) genannt, die mittlere Dauer betrug 12,8 ms (Altersgruppe 20-50 Jahre), 9,8 ms (20-30 Jahre) und 11,3 ms (40 Jahre).

Die Dauer wird, im Gegensatz zur Amplitude, von Muskelfasern eines relativ großen Areal an der Spitze der Ableitelektrode bestimmt, welches ca. 2,5 mm im Durchmesser beträgt. Auch periphere Anteile der motorischen Einheit tragen zur Dauer bei, sie bestimmen besonders die terminalen Anteile eines Aktionspotentials (*Nandedkar et al 1988*). Somit spiegelt die Dauer die geometrische Anordnung der Fasern wider. Die relativ kurze mittlere Aktionspotentialdauer bei fazialen Muskeln scheint also durch eine besondere Anordnung der Muskelfasern der motorischen Einheiten determiniert zu sein. Der Musculus masseter zum Beispiel besitzt mehr als doppelt so viele Motoneurone wie der Musculus tibialis anterior und ebenso fast doppelt so viele Muskelfasern pro motorischer Einheit (*Buchthal 1985*). Obwohl der Masseter damit eine der höchsten Anzahlen, sowohl an Motoneuronen, als auch an Muskelfasern pro motorischer Einheit besitzt und man theoretisch ein großes Territorium der motorischen Einheiten erwarten könnte, und damit eine längere Dauer, fällt letztere mit einem mittleren Wert von 6,75 msec (weiblich) relativ gering aus (zum Vergleich: Musculus tibialis anterior, 12,5 ms, *Schulte-Mattler und Gunreben 1992*). Im M. masseter muß sich folglich die große Anzahl an Muskelfasern pro motorischer Einheit auf ein verhältnismäßig geringes Territorium innerhalb des ohnehin sehr kleinen Muskels verteilen, was nur möglich sein kann bei sehr geringem Faserdurchmesser.

5.3 Aktionspotentialamplitude

Die Aktionspotentialamplitude erschien als Parameter für die klinische Elektromyographie lange Zeit ungeeignet, da die Angaben in der Literatur für die Häufigkeitsverteilung und auch für den absoluten Wert sehr breit streuten

(*Buchthal 1954; Nandedkar et al. 1988; Nandedkar et al. 1989; Stewart et al. 1989; Barkhaus et al. 1990*). Dies ist überwiegend auf die verwendeten unterschiedlichen Untersuchungsmethoden zurückzuführen. Setzt man einen Signal-Trigger zur Registrierung der EMG-Signale ein, so gehen Aktionspotentiale mit kleinen Amplituden nicht in die Auswertung ein, dies wird zum Beispiel deutlich bei *Stewart et al (1989)*.

Die Lage der Elektrode relativ zur Muskelfaser hat einen erheblichen Einfluß auf die Aktionspotentialamplitude. Aus diesem Grunde wurde in der vorliegenden Arbeit zur Beurteilung der Elektrodenlage ein objektives Kriterium, gebildet aus Anstiegszeit und Steilheit der Potentiale, verwendet.

Auch ist seit *Buchthal (1954)* bekannt, daß die Werte für die Amplitude nicht normalverteilt sind, sondern asymmetrisch, der Medianwert liegt links vom Mittelwert. Aktionspotentiale mit kleinen Amplituden sind häufiger vertreten als Aktionspotentiale mit großen. Das hat zur Konsequenz, daß man bei derartigen Verteilungen die üblichen statistischen Verfahren, die eine Normalverteilung voraussetzen, z. B. die Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung, nicht anwenden kann, weil dies zu fehlerhaften Resultaten führt. Diese Tatsache ist bisher erstaunlich häufig nicht berücksichtigt worden (*Daube 1981, Nandedkar et al. 1988, Stewart et al. 1989*).

Die genannten Einschränkungen haben die Amplitudenbeurteilung im klinischen EMG (ohne Beachtung der Anstiegskriterien und der asymmetrischen Häufigkeitsverteilung) wenig sinnvoll erscheinen lassen (*Stalberg 1997*). Die vorliegenden Ergebnisse illustrieren umgekehrt, daß unter Beachtung der Anstiegskriterien und der asymmetrischen Häufigkeitsverteilung die Messung der Aktionspotentialamplitude diagnostisch wertvoll ist (*Bischoff 1997*). Hingewiesen sei hier auf Patient 1, bei dem Amplituden nachgewiesen wurden, die klar über der oberen Normgrenze unseres Referenzkollektives lagen, verursacht durch eine chronische Fazialisparese. Die Dauer hingegen lag im Normbereich, was die Wichtigkeit einer Amplitudenbeurteilung unterstreicht.

Verglichen mit den Normwertgrenzen für die Muskulatur der Extremitäten fiel die Amplitude des *M. orbicularis oris* bei unseren Untersuchungen relativ gering aus. Man könnte verleitet sein anzunehmen, daß dies wahrscheinlich durch die geringe

Größe bedingt sei und für alle kleinen Muskeln, besonders im Gesicht, zutrefte. Daß dies nicht der Fall ist, zeigen die entsprechenden Werte für Hypothenar (1,8 mV) und M. biceps brachii (1,1 mV, *Gunreben und Schulte-Mattler 1992*). Für den M. masseter (männlich) fand sich bei unseren Untersuchungen mit 2,0 mV eine erstaunlich hohe Obergrenze für die Aktionspotentialamplitude. Letztere stellt ein grobes Maß für die Faserdichte im Muskel dar (*Buchthal 1985*). Der M. masseter besitzt eine der höchsten Anzahlen an Muskelfasern und muß, die geringe Größe respektierend, folglich eine sehr hohe Faserdichte haben. So läßt sich die hohe Amplitude für den Musculus masseter erklären. Die motorischen Einheiten der fazialen Muskulatur sind sehr klein (*Petajan, Philipp 1969*). Ein Motoneuron innerviert nur wenige Muskelfasern, um die erforderliche Feinabstimmung der Mimik gewährleisten zu können. So erklärt sich wiederum die geringe Aktionspotentialamplitude im Musculus orbicularis oris. Auch der Faserdurchmesser spielt eine entscheidende Rolle bei der Determinierung der Amplitude (*Stalberg et al 1986*) und somit bleibt als weitere Erklärung für die relativ kleine Amplitude fazialer Muskeln die Annahme eines relativ geringen Faserdurchmessers.

Buchthal (1954) beschrieb, daß in seinen Untersuchungen die Amplituden der sukzessiv rekrutierten motorischen Einheiten zunahmen. In den Untersuchungen von *Herdmann et al. (1986)* am M. interosseus dorsalis I zeigte sich eine Zunahme der Aktionspotential-Amplitude konsekutiv rekrutierter motorischer Einheiten in einem Bereich bis zu ca.25 % der Maximalkraft. Er verwendete bei seinen Untersuchungen jedoch keine Standard-Nadel-Elektrode. Auch *McGill, Dorfman (1985)* fanden mit der ADEMG-Technik, mit der man bis ungefähr 30 % der Maximalkraft untersuchen kann, mit zunehmender Anspannung eine Zunahme der Amplituden. Dies sprach dafür, daß man das 'Größenprinzip' auch beim Standard-Nadel-EMG erkennen könne. *Ertas et al. (1995)* konnten dies nicht bestätigen. Zwar fand *Ertas* im Mittel eine leichte Erhöhung der Amplituden, des Areal und der Dicke zwischen konsekutiv rekrutierten Aktionspotentialen, am individuellen Ableitort, jedoch variierte die Größe der konsekutiv rekrutierten Aktionspotentiale beträchtlich, teilweise war das zuerst rekrutierte Aktionspotential das größte. Auch bei unseren Untersuchungen hirnnervenversorgter Muskulatur fanden wir keine Korrelation zwischen der Anzahl der rekrutierten Einheiten und der Größe der

Amplituden. Man kann mit anderen Worten auch sagen, daß sich das "Größenprinzip" nicht aufdecken ließ, solange höchstens vier motorische Einheiten aktiv waren.

Den Grund für die fehlende Aufdeckung des Größenprinzips sieht *Ertas* in dem kleinen Auffangareal der Standard-Elektroden in Relation zum Territorium der motorischen Einheit. Wir sehen eine weitere mögliche Erklärung darin, daß die Anspannung sehr gering war. In *Ertas'* Untersuchungen reichten 10 bis 20% der Maximalkraft, um vier motorische Einheiten zu aktivieren.

Das Phänomen, daß während prolongierter isometrischer Kontraktion niedriger Kraft neu rekrutierte motorische Einheiten zuvor aktivierte ersetzen, nennt man Rotation (*Fallentin et al.* 1993). Diese nachgewiesene Rotation innerhalb des Motoneuronpools wäre eine mögliche Erklärung dafür, daß bei *Ertas* das zuerst rekrutierte Aktionspotential sogar das größte sein kann.

5.4 Entladungsfrequenz

Die Aktionspotentialamplitude und die Aktionspotentialdauer spiegeln die geometrischen Eigenschaften motorischer Einheiten wider, besonders die Anordnung der Muskelfasern. Anders verhält es sich mit der Entladungsfrequenz. Sie hängt nicht unmittelbar von der funktionellen und räumlichen Struktur einer motorischen Einheit ab sondern vom Grad der willkürlichen Aktivierung, da mit steigender willkürlicher Anspannung eines Muskels sowohl die Zahl der rekrutierten motorischen Einheiten als auch deren Entladungsfrequenz ansteigt.

Der Zusammenhang zwischen willkürlicher Anspannung, Zahl der rekrutierten Einheiten und deren Entladungsfrequenz ist komplex, die Ergebnisse diesbezüglicher Untersuchungen sind zumindest scheinbar widersprüchlich (*Petajan und Philipp 1969; Clamann 1970; Prochazka et al. 1973; Tanji und Kato 1973; Freund et al. 1975; Miller und Sherrat 1978; Kanosue et al. 1979, Andreassen und Rosenfalck 1980; Halonen et al. 1981; Bellemare et al. 1983; Fuglsang-Frederikson et al. 1987; Dorfman et al. 1989; Rodriguez et al. 1991, Gunreben und Schulte-Mattler 1992, Schulte-Mattler et al. 2000*).

Die meisten Untersuchungen wurden nicht mit einer Standard-Nadel-Elektrode sondern mit hochselektiven Elektroden vorgenommen, welche die elektrische

Aktivität von nur einzelnen Muskelfasern aus einem sehr kleinen Areal des Muskels aufnehmen. Dadurch wurde die Registrierung auch solcher motorischer Einheiten ermöglicht, die erst bei hoher Anspannung rekrutiert werden und mit der Standard-Elektrode im dann dichten Aktivitätsmuster nicht zu erkennen sind. Das Entladungsverhalten der Muskelfasern wurde bei verschiedenen Graden der Muskelanspannung untersucht. Der Grad der Anspannung wurde bestimmt durch mechanographische Messung der erzeugten Muskelkraft (*Clamann 1970, Freund et al. 1975, Kanosue et al. 1979*). Bei diesen Untersuchungen hatte sich gezeigt, daß die Entladungsraten mit wachsender Anspannung ansteigen. *Monster (1977)* beschreibt einen bimodalen Anstieg der Kraft-Entladungsfrequenz-Beziehung mit geringer Frequenzsteigerung im unteren Kraftbereich, insbesondere bei den zuerst rekrutierten motorischen Einheiten, und einem steilen Anstieg bei höherer Anspannung. Die meisten Autoren beschrieben einen S-förmigen Anstieg der Kraft-Entladungsfrequenz-Beziehung (*Petajan, Philipp 1969; Clamann 1970; Tanji, Kato 1973; Kanosue et al. 1979*). Das heißt, daß nur bei sehr geringer Anspannung ein Zuwachs an Kraft hauptsächlich durch eine Zunahme der Entladungsfrequenzen erreicht wird, der Anstieg der Kurve ist in diesem Bereich sehr steil. Ein weiterer Kraftzuwachs wird vorwiegend durch Rekrutierung neuer motorischer Einheiten bei konstanter Entladungsrate erzielt. Dies scheint der Hauptmechanismus in einem weiten Bereich bis circa 70 % der Maximalkraft zu sein. Bis zu diesem Punkt ist ein großer Teil der verfügbaren motorischen Einheiten rekrutiert. Ein Kraftzuwachs darüber hinaus kann wiederum nur durch eine Steigerung der Entladungsfrequenzen erfolgen. Die Entladungsfrequenz hängt außerdem von der Art der Muskelkontraktion ab, ob nämlich die Kraftzunahme plötzlich (ballistisch) oder langsam (tonisch) erfolgt (*Clamann 1970, Tanji, Kato 1973, Freund et al. 1975, Grimby et al. 1977, Kukulka, Clamann 1981*). Bei langsamer, kontinuierlicher Spannungszunahme beobachteten die meisten Autoren Frequenzen bis 20 Hz, außer in Bereichen nahe der Maximalkraft. Am schnellsten entluden die motorischen Einheiten bei ballistischer Anspannung, Frequenzen bis 100 Hz wurden gefunden (*Tanji, Kato 1973*).

Derartige Untersuchungen sind im klinischen Alltag jedoch praktisch nicht durchführbar, man denke nur an die Notwendigkeit der Kraftmessung und die

Verwendung von Spezialelektroden. Exakte Kraftmessungen sind beim Menschen nur an wenigen Muskeln durchführbar.

Beim EMG mit der konzentrischen Nadel-Elektrode bietet die Anzahl der gleichzeitig im Auffangareal der Elektrode aktiven motorischen Einheiten, die noch individuell in der Registrierung zu erkennen sind, eine einfache Möglichkeit, das Maß der Anspannung abzuschätzen (*Petajan 1991, Daube 1987, Buchthal 1985, Schulte-Mattler et al. 2000*). Bei so gemessener, jeweils gleicher Anspannung werden in Registrierungen von Patienten mit einem Ausfall motorischer Einheiten höhere Entladungsraten gefunden als bei Patienten mit Myopathien und bei Gesunden (*Petajan und Philipp 1969; Gunreben und Schulte-Mattler 1992, Schulte-Mattler et al. 2000*).

Einige Autoren waren zuvor zu anderen Ergebnissen gekommen, z. B. *Fuglsang-Frederiksen et al. 1987*. Bei ihnen war der diagnostische Ertrag einer Entladungsfrequenzmessung im neurogen veränderten, im myopathischen und im gesunden Muskel gleich Null. Soweit jedoch beim Gesunden höhere Entladungsfrequenzen beobachtet wurden, geschah dies unter Verwendung hochselektiver Einzelfaser-Elektroden. *Rodriquez et al. (1991)* fand bei Post-Polio-Patienten trotz der deutlich erhöhten Aktionspotentialamplituden, was auf einen Verlust von Motoneuronen und Reinnervation hinweist, keinen Unterschied in den Entladungsfrequenzen im Vergleich zu Normalpersonen. Allerdings untersuchte er mittels ADEMG-Technik und monopolarer Nadel-Elektroden deutlich über Schwelleninnervation und vor allem bei relativen Innervationsstärken bezogen auf die individuelle Maximalkraft. Diese war bei den Patienten signifikant geringer im Vergleich zu den Normalpersonen. Ungeklärt bleibt, wie die Entladungsfrequenz bei der gleichen absoluten Belastung ausgesehen hätte.

Bei den Untersuchungen Gesunder fanden wir mediane Entladungsfrequenzen, die über 35 Hz lagen. Die Abbildungen 10 bis 12 zeigen die Verteilung der mittleren Entladungsfrequenzen motorischer Einheiten aus allen Registrierungen. Man erkennt, daß die medianen Entladungsfrequenzen in den einzelnen Muskeln sich voneinander deutlich unterschieden. Die höchsten Entladungsraten fanden sich beim M. orbicularis oris. Dort feuerten die meisten motorischen Einheiten etwa 22 mal in der Sekunde, ein Wert, den man bei Untersuchungen mit der

Standard-Nadel-Elektrode an Muskeln der Extremitäten als pathologisch einstufen würde. Die Frage ist, warum sehen wir diese hohen Frequenzen bei hirnnervenversorgter Muskulatur im Standard-Nadel-EMG? Dafür könnte es unter anderem zwei Gründe geben:

- 1) Die Arbeitsfrequenz hirnnervenversorgter Muskeln liegt höher als die der Extremitäten.
- 2) Die Muskelanspannung liegt höher als bei entsprechenden Untersuchungen von Extremitätenmuskeln (*Petajan und Philipp 1969; Gunreben und Schulte-Mattler 1992, Schulte-Mattler et al. 2000*).

Zu 1.) *Petajan und Philipp* fanden schon 1969 für faciale Muskeln heraus, daß nach Einsatz der ersten motorischen Einheit im Auffangareal der konzentrischen Nadel-Elektrode ein weiterer Spannungszuwachs über einen großen Bereich durch Frequenzsteigerung erreicht wird. Sie fanden im *M. orbicularis oris* für das zuerst rekrutierte Motoneuron eine Anfangsfrequenz von 14,3 Hz und bei Rekrutierung der zweiten motorischen Einheit eine Entladungsfrequenz von 29,4 Hz, welche als Rekrutierungsfrequenz bezeichnet wird. Sie nannten diese Spannweite der Frequenzwerte 'range of control', welche also für faciale Muskeln sehr groß ist. Verglichen mit den großen Muskeln der Extremitäten wird die zweite motorische Einheit erst relativ spät rekrutiert. Die facialen Muskeln und auch die Muskeln der oberen Extremitäten zeigen eine größere Fähigkeit, die Variation der Kraft durch Frequenzsteigerung hervorzurufen. Deshalb könnte die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten auf ein Minimum begrenzt bleiben. Eine bessere Feinabstimmung der Kraft kann erwartet werden durch geringe Steigerungen der Frequenz anstelle von Rekrutierung weiterer Einheiten, welche die Kraft um ein Vielfaches erhöhen.

Auch *Bracchi (1966)* fand schon einen zephalo-kaudalen Gradienten für die Entladungsfrequenz bei seinen Untersuchungen, was bedeutet, daß die Muskeln im Gesicht und der oberen Extremität mit höherer Frequenz entladen, als die der unteren Extremitäten. Eine noch bessere Feinabstimmung der Kraft wird bei den facialen Muskeln durch eine geringe Anzahl an Muskelfasern pro motorischer Einheit erzielt (*Petajan, Philipp 1969*). Davon ausnehmen muß man jedoch den *M. masseter*, der genau genommen auch nicht zu den facialen Muskeln gehört,

sondern im weiteren Sinne zu den zephalen und eine sehr hohe Anzahl an Fasern je motorischer Einheit besitzt (Buchthal 1985).

Zu 2.) Möglicherweise war die Innervation, gemessen an der Maximalkraft, bei unseren Untersuchungen fazialer Muskeln stärker als bei den vergleichbaren Untersuchungen an Extremitätenmuskeln (*Petajan und Philipp 1969; Gunreben und Schulte-Mattler 1992, Schulte-Mattler et al. 2000*).

Die mögliche Ursache dafür sind die objektiven Kriterien, die ein Aktionspotential erfüllen mußte, um als nadelnah zu gelten und in die Auswertung aufgenommen zu werden. Da hier Mindestanforderungen an die Amplitude gestellt wurden, ist es denkbar, daß Potentiale von kleinen motorischen Einheiten diese Kriterien nicht erfüllten, obwohl sie hinreichend nah an der Nadel-Elektrode gelegen waren. Dadurch wäre die Zahl der aktiven motorischen Einheiten – und damit die Stärke der Willkürinnervation – niedriger bemessen worden als es bei relativ gleich starker Willküranspannung an Muskeln mit größeren motorischen Einheiten, z.B. Extremitätenmuskeln, der Fall gewesen wäre. Tatsächlich war bei unseren Untersuchungen die Grundlinie oft sehr unruhig aufgrund früh rekrutierter, sehr kleiner motorischer Einheiten. Offen bleibt also, wie das Entladungsverhalten fazialer Muskeln beurteilt werden würde, wenn bei der Auswertung auch diese kleinen Aktionspotentiale berücksichtigt werden könnten.

Daß wir keinen Zusammenhang zwischen Entladungsrate und Zahl der rekrutierten motorischen Einheiten fanden, scheint im Widerspruch dazu zu stehen, daß die Entladungsraten motorischer Einheiten mit zunehmender willkürlicher Anspannung steigen (*Buchthal 1954; Clamann 1970; Freund et al. 1974; Kanosue et al. 1979*). Dieser Widerspruch löst sich dadurch, daß der genannte Zusammenhang zwischen Entladungsrate und Muskelanspannung bei höheren Anspannungsgraden als in dieser Studie beobachtet wurde. Beobachtungen, die bei geringen Graden willkürlicher Anspannung gemacht wurden, zeigen dagegen in guter Übereinstimmung mit den hier präsentierten Daten, daß die Entladungsraten motorischer Einheiten nicht vom Grad der Muskelanspannung abhängen, soweit dieser geringer ist, als etwa 10% der maximal möglichen Anspannung (*Gollnick 1974; Sogaard et al. 1995*).

5.5 Klinische Anwendung

Wir haben gezeigt, daß man beim Ausfall motorischer Einheiten auch in hirnnervenversorgten Muskeln eine pathologische Erhöhung der Entladungsfrequenz motorischer Einheiten nachweisen kann. Besonders deutlich wurde dies bei Patient 1, der mit einer mittleren Entladungsfrequenz von 59,2 Hz im Musculus orbicularis oris deutlich über der entsprechenden Obergrenze von 39 Hz unseres Referenzkollektives lag. Solch ein Entladungsverhalten schließt eine zentrale Störung aus. Bei zentraler Störung kommt es zu einer Erniedrigung der Entladungsfrequenzen der motorischen Einheiten (*Rosenfalck, Andreassen 1980; Dengler 1986; Dorfman, Mc Gill 1989*).

Dieser Patient illustrierte weiter, daß die Messung der Aktionspotentialamplituden auch bei hirnnervenversorgten Muskeln sinnvoll sein kann, sofern Referenzwerte vorliegen. So lag die Amplitude im Musculus orbicularis oris mit 1,4 mV weit über dem ermittelten oberen Grenzwert von 793 µV.

Im Gegensatz zu Patient 1 fanden wir beim zweiten Patienten keine pathologische Spontanaktivität, was für eine Neurapraxie als Schädigungsart sprach. Dies wird untermauert durch die völlige Rückbildung der Parese im weiteren Verlauf. Bisher galt, daß man in einem solchen Fall keine pathologischen Befunde im EMG erheben kann, Aktionspotentialdauer und Amplitude sollten im Normbereich sein, wie es bei diesem Patienten auch der Fall war. Dieser Patient illustriert, daß man auch bei Neurapraxie höhere Entladungsfrequenzen als beim Gesunden findet, hier 54 Hz.

Mit welcher Sensitivität eine Nervenläsion durch Messung der Entladungsfrequenz festgestellt werden kann, wurde bislang nur für die Hypothenarmuskulatur ermittelt (*Schulte-Mattler et al. 2000*). Die vorliegende Arbeit zeigt, daß eine solche Untersuchung hinsichtlich der Sensitivität auch für die hirnnervenversorgte Muskulatur durchgeführt werden sollte.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Die Nadelelektromyographie (EMG) stellt eine wichtige elektrophysiologische Untersuchungsmethode dar, die in Kombination mit klinischen Befunden und anderen speziellen Untersuchungsverfahren wegweisend sein kann bei der Diagnostik von neuromuskulären Erkrankungen. Der diagnostische Wert der Elektromyographie ist größer, wenn Eigenschaften der registrierten Aktionspotentiale quantitativ erfaßt und beurteilt werden. Neben der Messung der Dauer gewinnt die Messung von Amplitude und Entladungsfrequenz an Bedeutung. Hierzu existieren aber keine Normalwerte für hirnnervenversorgte Muskeln, doch es ist zu erwarten, daß sich Normalwerte für hirnnervenversorgte Muskulatur und übrige Muskulatur deutlich unterscheiden. Mit der vorliegenden Arbeit soll diese Lücke geschlossen und die praktische Brauchbarkeit der gewonnenen Normalwerte illustriert werden.

Dazu wurden jeweils zehn weibliche und zehn männliche gesunde Normalpersonen der Altersgruppe von zwanzig bis dreißig Jahren untersucht. Es wurden die Aktionspotentiale von motorischen Einheiten aus dem M. masseter, M. orbicularis oris und M. sternocleidomastoideus registriert. Insgesamt gingen 788 Aktionspotentiale in die Auswertung ein. Um den Einfluß der Nadellage auf die Amplitude zu begrenzen und diese damit für die diagnostische Bewertung brauchbar zu machen, wurde die Anstiegszeit der Aktionspotentiale berücksichtigt.

Die von uns ermittelten Aktionspotentialdauern wichen nicht von publizierten Werten ab. Die Meßwerte der Amplituden waren nach Logarithmierung normalverteilt. Die Obergrenzen (99%) hingen von Muskel und Geschlecht ab und variierten von 523 μ V bis 1932 μ V. Die Meßwerte der Entladungsfrequenzen waren normalverteilt. Die Obergrenzen hingen von Muskel und in geringem Maße auch vom Geschlecht ab. Sie betragen 22 Hz im M. sternocleidomastoideus, 29 Hz im M. masseter und 41 Hz im M. orbic. oris. Die Patientenkasuistiken belegen, daß sich die Messungen von Aktionspotentialamplitude und Entladungsrate motorischer Einheiten in der klinischen Routine zur Beurteilung hirnnervenversorgter Muskeln eignen.

7 LITERATUR:

Adrian ED, Bronk DW: The discharge of impulses in motor nerve fibres. II. J. Physiol. (London), 67: 131-151(1929)

Andreassen S, Rosenfalck A, Regulation of the firing pattern of single motor units. J Neurol Neurosurg Psychiat 43 : 897-906 (1980)

Barkhaus PE, Nandedkar SD, Sanders DB, Quantitative EMG in inflammatory myopathy. Muscle & Nerve 13: 247-253 (1990)

Bellemare F, Woods JJ, Johansson R, Bigland-Ritchi B, Motor Unit Discharge rates in maximal contractions of three human muscles. J Neurophysiol. Vol 50. No.6 : 1380-1392 (1983)

Bischoff C, Automatisierte quantitative EMG-Untersuchung: Analyseverfahren, Probleme der Referenzwertbestimmung und klinischer Stellenwert. Z. EEG-EMG 28 : 64-73 (1997)

Bracchi F, Decandia M. Frequency stabilization in the motor centers of spinal cord and caudal brain stem. Am J Physiol. 210 (5):1170-1177 (1969)

Brown WF, Strong MJ, Snow R, Methods for estimating numbers of MUs in biceps-brachialis muscles and losses of MUs with aging. Muscle & Nerve 11: 423-432 (1980)

Buchthal F, Electromyography in the Evaluation of Muscle Diseases. Neurologics Clinics Vol 3, No 3, 573 (1985)

Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P, Action potential parameters in normal human muscle and their dependence on physical variables. Acta physiol scand 32: 200-218 (1954)

Buchthal F, Pinelli P, Rosenfalck P, Action potential parameters in normal human muscle and their dependence on physiological determinants. Acta physiol scand 32: 219-229 (1954)

Clamann HP, Activity of single motor units during isometric tension. *Neurology* 20 : 254-260 (1970)

Conrad B, Sindermann F, Prochazka VJ, Interval analysis of repetitive denervation potentials of human skeletal muscle. *J Neurol Neurosurg Psychiatr* 35 : 834-840 (1972)

Daube JR, Quantitative EMG in nerve-muscle disorders. *Clinical Neurophysiology*, Butterworths, London 33-65 (1981)

Daube JR, Electrodiagnosis of Muscle Disorders. *Myology* (eds. Engel AG, Banker BQ), McGraw-Hill 1: 1081-1121 (1986)

Daube JR, Application of quantitative methods in neuromuscular disorders. *A Textbook of Clinical Neurophysiology*, edit. by A. M. Halliday, S. R. Butler and R. Paul; John Wiley & Sons Ltd 439-458 (1987)

Dengler R, Wolf W, Schubert M, Struppler A, Discharge pattern of single motor units in basal ganglia disorders. *Neurology* 36: 1061-1066 (1986)

Desmedt JE, *Computer-Aided Electromyography*. S. Karger, Basel (1983)

Dorfman LJ, Howard JE, McGill KC, Motor unit firing rates and firing rate variability in the detection of neuromuscular disorders. *EEG clin neurophysiol* 73: 215-224 (1989)

Dorfman LJ, McGill KC, Automatic quantitative electromyography. *Muscle & Nerve* 11: 804-818 (1988)

Ertas M, Stalberg E, Falck B, Can the size principle be detected in conventional EMG-recordings. *Muscle & Nerve* 18: 435-439 (1995)

Fallentin N, Jorgensen K, Simonsen EB; Motor unit recruitment during prolonged isometric contraction. *Eur J Appl Physiol* 67: 335-341 (1993)

Freund HJ, Büdingen HJ, Dietz V, Activity of human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *J Neurophysiol* 38: 933-946 (1975)

Fuglsang-Frederikson A, Smith T, Hogenhaven H, Motor unit firing intervals and other parameters of electrical activity in normal and pathological muscle. *J Neurol. Sciences* 78: 51-62 (1987)

Gollnick PD, Selective glycogen depletion in skeletal muscle fibre of man following sustained contractions. *J Physiol (Lond)* 241: 59-67 (1974)

Goodgold J, Anatomical correlations of clinical electromyography: Williams & Wilkins, Baltimore / London (1980)

Gunreben G, Schulte-Mattler WJ. Evaluation of motor unit firing rates by standard concentric needle electromyography. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 32; 103-111 (1992)

Halonen JP, Falck B, Kalimo H, The firing rate of motor units in neuromuscular disorders. *J Neurol.* 225: 269-276 (1981)

Hayward M, Willison RG: The recognition of myogenic and neurogenic lesions by quantitative EMG. Desmedt JE (ed): *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 2. Basel, Karger, 1973, pp448-453

Henneman E, Somjen G, Carpenter DO, Functional significance of cell size in spinal neurons. *J Neurophysiol* 28 : 560-580 (1965)

Herdmann J, Büdingen HJ, Reiners K, Berger W, Freund HJ, Die Abhängigkeit der Aktionspotentialamplitude motorischer Einheiten von der Rekrutierungsschwelle: Implikationen für die Elektromyographie. *Z EEG-EMG* 28 : 560-580 (1986)

Kanosue K, Yoshida M, Akazawa K, Fujii K, The number of active motor units and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis muscle. *Japanese Journal of Physiology* 29: 427-443 (1979)

Kimura J, *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle* (2nd Ed.), F. A. Davis company, Philadelphia. (1989)

Kukulka CG, Clamann HP, Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Research* 219 : 45-55 (1981)

McComas AJ, Fawcett PRW, Campbell MJ, Sica RP. Electrophysiological estimation of the number of motor units within a human muscle. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 34: 121-131 (1971)

McGill KC, Dorfman LJ: Automatic decomposition electromyography: validation and normative data in brachial biceps. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 61: 453-461, (1985)

Miller RG, Sherratt M, Firing rates of human motor units in partially denervated muscle. *Neurology* 28 : 1241-1248 (1978)

Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R, The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol.* 230: 359-370 (1973)

Monster AW, Two ranges in the firing rate response of volitionally activated low-threshold EDC motor units. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* 17 : 231-237 (1977)

Nandedkar SD, Barkhaus PE, Sanders DB, Stalberg EV, Analysis of amplitude and area of concentric needle EMG motor action potentials. *EEG clinical Neurophysiol* 69 : 561-567 (1988)

Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg EV, Andreassen S, Simulation of concentric needle EMG motor action potentials. *Muscle & Nerve* 11 : 151-159 (1988)

Petajan JH, Clinical electromyographic studies of diseases of the Motor Unit. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 36 : 395-401 (1974)

Petajan JH, Philipp BA, Frequency control of motor unit action potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 27 : 66-72 (1969)

Petajan JH, AAEM Minimonograph #3: Motor Unit Recruitment. *Muscle & Nerve* 14 : 489-502 (1991)

Prochazka VJ, Conrad B, Sindermann F, Computerized single-unit-interval analysis and its Clinical application. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (ed. Desmedt JE) 2 : 462-468 (1973)

Rosenfalck A, Andreassen S, Impaired regulation of force and firing pattern of single motor units in patients with spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatr* 43 : 475-482 (1980)

Rodriguez AA, Agre JC, Black PO, Franke TM, Motor unit firing rates in postpolio and control subjects during submaximal contraction. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 70 : 191-194 (1993)

Schulte-Mattler WJ, Jakob M: Ein Verfahren zur Mustererkennung in Nadel-Elektromyogrammen: Funktion und klinischer Nutzen. *Klin Neurophysiol* 30:39-43, (1999)

Schulte-Mattler WJ, Georgiadis D, Tietze K, Zierz S, Relation between maximum discharge rates on EMG and motor unit number estimates. *Muscle & Nerve* 23: 231-238 (2000)

Sogaard K, Motor unit recruitment pattern during low-level static and dynamic contractions. *Muscle & Nerve* 18 : 292-300 (1995)

Stalberg E, Andreassen S, Falck B, Lang H, Rosenfalck A, Trojaborg W, Quantitative Analysis of Individual Motor Unit Potentials: A Proposition for Standardized Terminology and Measurements. *Journal of Clinical Neurophysiology* 3 (4) : 313-348 (1986)

Stalberg E, Falck B, The role of electromyography in neurology. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 103 : 579-598 (1997)

Stalberg E, Antoni L, Electrophysiological cross section of the motor unit. *J Neurol Neurosurg Psychiatr* 43 : 469-474 (1980)

Stalberg E, Antoni L, Computer-Aided EMG-Analysis. *Prog. clin. Neurophysiol.* vol. 10. Ed. J.E. Desmedt (Karger, Basel) 186-234 (1986)

Stewart CR, Nandedkar SD, Massey JM, Gilchcrist JM, Barkhaus PE, Sanders DB, Evaluation of an automated method of measuring features of motor unit action potentials. *Muscle & Nerve* 12 : 141-148 (1989)

Stöhr M, Atlas der klinischen Elektromyographie und Neurographie: Kohlhammer Verlag, 4. Auflage (1998)

Tanji J, Kato M, Firing rate of individual motor units in voluntary contraction of abductor digiti minimi muscle in man. *Exper Neurol* 40 : 771-783 (1973)

8 THESEN

- 1) Die Elektromyographie mit der konzentrischen Nadel-Elektrode ist wichtig für den klinischen Alltag. Dabei hat sich die Messung von Kenngrößen motorischer Einheiten bewährt. Neben Aktionspotentialdauer und Amplitude ist auch die Entladungsrate als wichtig erkannt worden.
- 2) Es bestehen Unterschiede zwischen dem Entladungsverhalten von Muskeln der Extremitäten und hirnnervenversorgten Muskeln im Gesicht.
- 3) Zur Entladungsrate hirnnervenversorgter Muskulatur ist wenig bekannt. Untersuchungen mit der in der Klinik überwiegend benutzten konzentrischen Nadel-Elektrode zur Entladungsrate existieren bisher nicht.
- 4) Verglichen mit Muskeln der Extremitäten haben hirnnervenversorgte Muskeln eine kürzere Aktionspotentialdauer und eine kleinere Aktionspotentialamplitude aufgrund einer geringeren Anzahl der Muskelfasern und einer geringen Dicke der Muskelfasern.
- 5) Bei unseren Untersuchungen waren die Entladungsraten motorischer Einheiten von hirnnervenversorgten Muskeln höher als von Muskeln der Extremitäten. Dies steht im Einklang mit früheren Beobachtungen, die mit anderen Elektrodentypen gemacht wurden.
- 6) Kasuistisch kann gezeigt werden, daß auch bei hirnnervenversorgter Muskulatur die diagnostischen Möglichkeiten durch die Messung der Aktionspotentialamplitude und der Entladungsrate verbessert werden.

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Es fanden keine früheren Promotionsversuche statt. Die Arbeit ist bisher weder im In- noch Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer Prüfungskommission vorgelegt worden.

Newcastle, den 25.04.2003

Danksagung

Ich möchte Herrn Professor S. Zierz, dem Direktor der Neurologischen Klinik und Poliklinik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg danken für seine freundliche Unterstützung und die wertvollen Anregungen bei der Erstellung der Dissertation.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Betreuer, Herrn Dr. W. Schulte-Mattler, seinerzeit leitender Oberarzt der Neurologischen Klinik und Poliklinik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, der mir in allen Phasen der Arbeit mit Rat, konstruktiver Kritik und Ansporn zur Seite stand.

Weiterhin danken möchte ich meinen Eltern, für die Ermöglichung des Studiums der Humanmedizin und besonders meiner Mutter, die immer für mich da war.

Lebenslauf

Name	Perl
Vorname	Andrea
Geburtsdatum	22.07.1974
Geburtsort	Halle / Saale geboren
Wohnort	103 Hollywood Ave, Gosforth, Newcastle upon Tyne, NE3 5BU, Great Britain
Ausbildungsgang	
1981 - 1990	Gesamtschule in Halle-Diemitz
1990 - 1993	"Thomas-Müntzer-Gymnasium" in Halle / Saale, Abitur „sehr gut“
1993 - 2000	Studium der Humanmedizin an der "Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg", Abschluss „gut“
1999 - 2000	Praktisches Jahr in Barcelona (Spanien), Newcastle / Sunderland (England) und an der Neurologischen Klinik der "Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg"
Aug.2000 – Jan. 2001	Ärztin im Praktikum in der Inneren Medizin am Sunderland Royal Hospital (England)
Feb.2001 – Juli 2001	Ärztin im Praktikum in der Inneren Medizin am ‚Royal Victoria Infirmary‘ in Newcastle upon Tyne (England)
Aug.2001 – Jan. 2002	Ärztin im Praktikum in der Chirurgie am ‚Sunderland Royal Hospital‘ (England)
Febr.2002 – Juli 2002	Beginn Facharztausbildung zum Allgemeinarzt, St. Bede Medical Centre Sunderland
Aug.2002- Jan. 2003	Cherry Knowle Hospital, Fachkrankenhaus für Psychiatrie, Sunderland
Febr.2003-Juli 2003	Longrigg Medical Centre Newcastle, Praxis für Allgemeinmedizin (Teilzeit) und Marie Curie Hospice (Teilzeit)