

**Aus dem
Institut für Gesundheits- und
Rehabilitationswissenschaften
der
Ludwig – Maximilians – Universität
München**

Vorstand : Univ. Prof. Dr. med. Gerold Stucki

**Oberflächen EMG –Untersuchungen zum Kontraktionsverhalten der
Skelettmuskulatur unter Ausdauerbedingungen bei
Anwendung lokal applizierter Kälte**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig – Maximilians – Universität zu München

Vorgelegt von
Birgit Walter
aus Freising
2005

Mit Genehmigung
der Medizinischen Fakultät
der Ludwig – Maximilians – Universität
München

Berichterstatter : Prof. Dr. rer. nat. Dr. med. habil. H. G. Pratzel

Mitberichterstatter : Prof. Dr. W. Müller-Felber

Mitbetreuung durch die
Promovierten Mitarbeiter: Dr. med. I. Magyarosy
Prof. Dr. med. K.-H. Krause

Dekan : Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung : 07. April 2005

Gewidmet meinen Eltern
Rudolf und Elisabeth Walter

Inhaltsverzeichnis

1.	<u>Einleitung</u>	5
2.	<u>Versuch</u>	7
2.1.	Versuchsaufbau und Methoden	7
2.1.1.	Probandenkollektiv	7
2.1.2.	30% - Maximalkraft – Isometrie - Ausdauer – Versuch	8
2.1.3.	Geräte und Materialien	9
2.1.3.1.	OEMG – Gerät	9
2.1.3.2.	Elektroden	10
2.1.3.3.	Dokumentation	11
2.1.3.4.	Versuchsstuhl	11
2.1.3.5.	Kältepackung	15
2.2.	Versuchsdurchführung	16
2.2.1.	Vorbereitung	16
2.2.2.	Aufwärmphase	17
2.2.3.	Versuch : Standard und Kälte	18
2.3.	Datenauswertung	19
3.	<u>Ergebnisse</u>	21
3.1.	OEMG – Parameter	21
3.1.1.	Mittelwerte	21
3.1.2.	Standardabweichung	22
3.1.3.	Standardfehler	22
3.1.4.	p-Werte	23
3.1.5.	Diagramme	24
3.1.6.	Kurvenverläufe	26
3.2.	Ausdauerzeiten	26
3.2.1	Mittelwerte	26
3.2.2.	Graphische Darstellung der Mittelwerte	26
3.2.3.	Standardabweichung	27
3.2.4.	Standardfehler	27

3.2.5.	p – Werte	27
4.	<u>Diskussion</u>	29
4.1.	Material und Methoden	29
4.1.1.	Probandenkollektiv	29
4.1.2.	OEMG – Anwendungstauglichkeit, Vor- und Nachteile	30
4.1.3.	Kältepackung und Applikationstechnik	31
4.1.4.	Versuchsstuhl und Probandenposition	32
4.1.5.	Kraftmessung	33
4.1.6.	Versuchsgestaltung	34
4.1.7.	Physiologisches Erklärungsmodell	35
4.2.	Ergebnisse	40
4.2.1.	Veränderung der Kurvenverläufe im Kälteversuch	40
4.2.2.	Veränderung der muskulären Ausdauer im Kälteversuch	44
5.	<u>Zusammenfassung</u>	47
6.	<u>Literaturverzeichnis</u>	49
7.	<u>Anhang</u>	65
7.1.	Abkürzungen	65
7.2.	Einzelergebnisse der Probanden	66
7.3.	Ausdauerzeiten	74
7.4.	Übersicht der Abbildungen und Tabellen	75
8.	<u>Danksagung</u>	77
9.	<u>Lebenslauf</u>	79

1. Einleitung

Bereits im Altertum fand Kälte Anwendung in der Therapie diverser akuter und chronischer Erkrankungen des Bewegungsapparates, einerseits wegen der entzündungshemmenden, abschwellenden, andererseits auf grund ihrer schmerzstillenden und ggf. den Muskeltonus beeinflussenden Wirkung. Diese Effekte sind seit Jahrhunderten empirisch entdeckt worden, doch erst seit der Einführung des Elektromyogramms, steht zur Untersuchung des Muskeltonus nun ein objektives Messinstrument bereit.

Die Gewinnung objektiver Werte einer empirisch etablierten Therapie ist nicht nur von wissenschaftlichem Interesse, sondern in einer Zeit von drastischen Kosteneinsparungen sicher auch ein wichtiges Mittel, diese effiziente Therapie im derzeitigen Leistungskatalog der Krankenkassen erhalten zu können.

Im Institut für Medizinische Balneologie und Klimatologie der Ludwig – Maximilians – Universität München wurde eigens für diese Fragestellung ein Versuchsaufbau, in dessen Zentrum ein an ein Oberflächenelektromyogramm angeschlossenes Handdynamometer steht, entwickelt. Im Rahmen dieser Versuchseinrichtung ist es möglich, sowohl verschiedene EMG–Parameter – hier in unserer Versuchsreihe handelt es sich um RMS und Turns – als auch die individuelle muskuläre Ausdauer, unter Applikation von Kälte zu untersuchen.

In der hier vorliegenden Studie wird der Frage nachgegangen, ob und ggf. wie sich die o.g. Parameter und die Ausdauerzeiten unter isometrischer Kontraktion mit 30% der Maximalkraft, ohne und mit Anwendung von Kälte verändern. Die in der Arbeit untersuchten Muskeln sind die Mm. extensores carpi radiales longus et brevis.

Es ist Ziel unserer Studienreihe, deren abschließende Arbeit hier vorliegt, zu untersuchen, welche Effekte sich unter der Applikation von Kälte unter Ausdauerbedingungen auf die Muskulatur tatsächlich ausmachen lassen. Ferner wurde der Frage nachgegangen, wie sich die gewonnenen Ergebnisse mit den zu diesem Themenkreis gemachten Studien in Einklang bringen und sich physiologisch erklären lassen.

2. Versuch

2.1. Versuchsaufbau

2.1.1. Probandenkollektiv

Auswahl - und Ausschlusskriterien :

Es wurde angestrebt ein Probandenkollektiv zu finden, das sich bezüglich der muskulären Trainiertheit, möglichst der Grundgesamtheit annähert. Ferner wurden nur Rechtshänder ausgewählt - der Versuchsarm war stets der linke - , um ein ein eventuell selektives Training der Versuchsarms weitgehend auszuschließen. Ein weiteres Kriterium war, dass sich die Probanden am Versuchstag subjektiv gesund fühlten, außerdem war am Vortag und Tag des Versuchstages sportliche Abstinenz gefordert. Als Ausschlusskriterium galten Erkrankungen des Bewegungsapparates, neuromuskuläre Erkrankungen und andere, welche die Messung durch Schmerzauslösung und / oder Schwäche, bzw. pathologische EMG-Muster beeinflussen könnten. Auch ein BMI (= Body – Mass – Index = Gewicht [kg] : Größe [m] ²) über 25 wurde als Ausschlusskriterium angesetzt, um eine optimale Messung der muskulären Aktivität mit dem OEMG durch das subkutane Fettgewebe zu gewährleisten.

Durch oben genannte Ausschlusskriterien und die Verfügbarkeit der Probanden zum Versuchszeitpunkt, ergab sich – im Vergleich zur Grundgesamtheit – ein relativ junger Altersdurchschnitt.

Die Teilnahme am Versuch erfolgte freiwillig und den Probanden wurde nach genauer Aufklärung zur Versuchsdurchführung eine ausreichend lange Bedenkzeit gegeben, sich zur Teilnahme am Versuch zur Verfügung zu stellen. Ferner wurden die Teilnehmer auch über die Zielsetzung der Studie in Kenntnis gesetzt.

Maßzahlen:

Das Gesamtkollektiv umfasste 30 Personen, darunter befanden sich 19 Frauen und elf Männer. Das Versuchs – wie das Kontrollkollektiv wurde durch die identische Probandengruppe, jeweils an zwei verschiedenen Versuchstagen gestellt. Erfasst wurden jeweils Name, Alter, Größe, Gewicht, Body – Mass – Index und Geschlecht.

Im Anschluss werden hierfür das arithmetische Mittel und als Dispersionsmaß die Standardabweichung als Quadratwurzel der Varianz für die Stichprobe angegeben.

	Arithmetisches Mittel	Standardabweichung
Alter	27,53 a	7,68 a
Größe	174,2 m	7,52 m
Gewicht	68,40 kg	11,18 kg
BMI	22,54	3,20

Tabelle Nr. 1 : Baseline – Characteristics der Probanden 1 – 30

2.1.2. 30% - Maximalkraft – Isometrie - Ausdauer – Versuch

Der Versuch sollte zeigen, wie sich die quantitativen EMG – Parameter RMS und Turns, unter der Applikation von lokaler Kälte im Zeitverlauf verändern. Die Lage der im OEMG ermittelten Parameter – Kurven wurden jeweils in Bezug zu einer Standardkurve gesetzt; diese stellt die Versuchskurve ohne Kälteapplikation dar.

Das OEMG stellt eine nicht-invasive extracelluläre Ableitung muskulärer Aktionspotentiale dar und erfasst die gesamtelektrische Aktivität des Muskels. Es steht damit im Gegensatz zum Nadel-EMG, welches invasiv Aktionspotentiale an einzelnen Muskelfasern ableitet.

Messungen in Vorversuchen haben ergeben, dass sich das OEMG am ruhenden Muskel als nicht sensitiv genug erwies. Am aktiv innervierten Muskel konnten jedoch aussagekräftige Messungen mit ausreichend hohen Amplitudenausschlägen erzielt werden. In der vorliegenden Studie wurde die Wirkung von Kälte auf das isometrische Kontraktionsverhalten der Skelettmuskulatur unter Ausdauerbedingungen analysiert. Die Ableitung der Muskelpotentiale wurde am linken M. extensor carpi radialis longus et brevis durchgeführt.

Zuerst wurde am Versuchsstuhl, der mit einem Handdynamometer versehen war, mit einer Aufwärmphase begonnen. Eine aufsteigende Kraftreihe von 10 – 30 – 50 – 80% bezogen auf 10kg wurde hierfür konzipiert. Jede Stufe sollte 16 Sekunden gehalten werden. Die Pausen zwischen den Kontraktionen verlängerten sich jeweils in Minutenschritten von 1 auf 3 Minuten. Anschließend wurde die individuelle Maximalkraft (MVA) des Probanden ermittelt. Bezogen auf diesen Wert wurde der folgende Ausdauer Versuch mit einer isometrischen Muskelanspannung von 30% der

MVA durchgeführt. Die Probanden wurden aufgefordert, die Muskelkontraktion bis zum Auftreten subjektiver Ermüdung bzw. objektiv festgelegter Ermüdungszeichen im OEMG, gegen den Widerstand des Handdynamometers zu halten. Die dabei aufgezeichneten Kurven der Turns und RMS wurden jeweils unter Standardbedingungen, d.h. ohne Kälteapplikation, bzw. unter Applikation von lokaler Kälte generiert.

2.1.3. Geräte und Materialien

2.1.3.1. OEMG – Gerät

Die quantitativen EMG – Parameter RMS und Turns werden mittels eines computergestützten OEMG vom Typ „ Viking “ der Firma Nicolet erhoben. Für die Versuchsreihe dient das Programm „ Maximum Voluntary Activity “ (MVA). Dabei handelt es sich um ein Programm, bei dem das Integral der Werte der vergangenen vier Sekunden angezeigt wird. Es eignet sich zur Registrierung der Muskelaktivität bei maximaler willkürlicher Muskelanspannung. Das myoelektrische Signal wird mit $100 \mu\text{V}$ durch das Gerät elektrisch verstärkt.

Die für den Versuch relevanten Parameter sind :

- **RMS = Root Mean Square**
Dieser Wert stellt das über 4 Sekunden gemessene Integral der mittleren Amplitude in der Dimension [μV] dar.

- **Turns**
Der Wert gibt die Anzahl der sowohl positiven, wie auch negativen Peaks, die größer als $100 \mu\text{V}$ sind, pro Sekunde an. Der Parameter wird in der Dimension Hertz [Hz] ausgedrückt und stellt folglich den Parameter der Frequenz dar.

Weitere, im Gerät während des Versuchs registrierte, jedoch für die Auswertung nicht verwendete Werte:

- MRV = Mean Rectified Voltage
Nach Gleichrichtung durch den Computer ermittelte mittlere Amplitude in der Dimension [μV]
- Peak – Peak – Amplitude
Innerhalb von vier Sekunden registrierte Amplitude; vom höchsten bis zum tiefsten Wert.

Die beiden zu letzt genannten Parameter zeigten sich in Vorversuchen als sehr stör anfällig; v.a. die Peak – Peak – Amplitude erwies sich stark durch Artefakte beeinflussbar. MRV wies ein synchrones Verhalten zu RMS auf, wodurch die stabileren RMS - Werte im Versuch registriert und zur Auswertung gebracht wurden. Somit wertete man die zwei wesentlich konstanteren Parameter, nämlich RMS und Turns aus.

2.1.3.2. Elektroden

Es wurden unipolare Ag/AgCl – Oberflächenelektroden mit der Bezeichnung „ 3M Red Dot™ Überwachungselektroden mit Micropore™ Pflaster“ der Firma 3M Medica Surgical Division verwendet. Der Durchmesser der kreisrunden Kontaktfläche betrug 1 cm, wodurch sich eine Fläche von $3,6 \text{ cm}^2$ berechnete. Die Kontaktfläche wurde von einer Pflasterfläche eingeschlossen, wodurch sich die Fläche auf $4,9 \text{ cm}^2$ vergrößerte.

Vor Aufkleben der Elektroden wurden die dafür vorgesehenen Stellen mit Ethanol gereinigt. Um den elektrischen Widerstand zwischen Haut und Kontaktfläche möglichst gering zu halten, wurde auf alle Kontaktflächen ein AgCl – Kontaktgel aufgetragen. Beim Befestigen der Elektrode, im einem Abstand von mindestens 5 cm zwischen der Ableitungs – und Indifferenzelektrode, hatte man darauf zu achten, dass sich zwischen diesen keine Gelbrücken bildeten. Überschüssiges Gel wurde vor dem Versuch entfernt. Zum Schluss erreichte man durch Andrücken der Elektrode meist noch einmal eine Verbesserung der Kontakts.

Da während der Applikationen auch die Elektroden gekühlt wurden, war eine Isolierung dieser durch ca. 2 – 3 Lagen kliniküblicher Zelluloseputzer, die durch

Leukosilk™ - Pflaster befestigt wurden nötig. Dies sollte elektrodeneigene Artefakte und eventuell mögliche temperaturinduzierte Schmerzen beim Probanden verhindern.

Die störungsfreie Ruheableitung wurde folgendermaßen definiert :

- RMS unter 30µV
- Turns unter 20 Hz

Danach konnte mit dem Versuch begonnen werden.

2.1.3.3. Dokumentation

Die bereits oben erwähnten EMG – Parameter RMS und Turns wurden mittels eines, an das EMG – Gerät angeschlossene, Videogerät aufgezeichnet. Zeitgleich erfolgte durch den Versuchsleiter eine Mitschrift von Hand, die gegebenenfalls durch die Videoaufzeichnung korrigiert werden konnte. Auf der anderen Seite war es nötig, die vom Probanden pro Zeiteinheit aufgewendete Kraft schriftlich niederzulegen, um beurteilen zu können, ob die geforderte konstante, isometrische Muskelkontraktion während des Versuchs derart stattgefunden hat.

- Videorekorder :

Das Gerät wurde unmittelbar an einen dafür geeigneten Eingang des EMG – Gerätes angeschlossen. Somit war eine zeitgleiche Aufzeichnung des Bildes des EMG – Monitors auf eine Videokassette möglich.

- Schreiber :

An den am Versuchsstuhl befestigten Kraftmesser (Federwaage) war ein Schreiber angeschlossen, welcher den vom Probanden gegen den Kraftmesser ausgeübten Druck aufzeichnete. Der Schreiberdruck wurde jeweils mit dem Versuchsprotokoll zu einem probandeneigenen Heft zusammengefasst.

2.1.3.4. Versuchsstuhl

Der Versuchsstuhl bestand aus einer horizontalen Sitzfläche und einer senkrechten Lehne, an die sich jeder Proband mit dem gesamten Rücken und Kopf anlehnen konnte. Der Stuhl konnte derart verstellt werden, so dass es für den Probanden möglich war, in gerader Sitzposition bequem angelehnt, Platz zu nehmen. Für die Auflage der Arme standen beiderseits rinnenförmige Armlehnen zu Verfügung, die ebenfalls in der Höhe justierbar waren, so dass der Unterarm in einer 90° - Flexionsstellung im Ellbogengelenk entspannt aufgelegt werden konnte. Die Auflagefläche des Unterarms reichte vom Ellbogen bis zum Mittelhandbereich. Somit konnte das Handgelenk während der isometrisch gehaltenen Dorsalextension von der Armlehne unterstützt werden. Der Druckmesser war so eingestellt, dass bei einer Pronationsstellung von ca. 70° mit dem Handrücken ein Axialdruck auf den Kraftmesser ausgeübt werden konnte. Der Versuchsarm war stets der linke.

In optimaler Sichtweite zum Probanden, in ca. 1 m Entfernung, befand sich in dessen Augenhöhe die Anzeige der Federwaage. Somit war es dem Probanden möglich, seinen vorgegebenen Druckwert visuell zu verfolgen und gegebenenfalls zu korrigieren.



In den folgenden zwei Abbildungen werden die Konstruktion des Dynamometers und die Position des Versuchsarms dargestellt. Außerdem soll die Anordnung der Geräte im Versuchsraum und deren Verknüpfung untereinander in einer originalgetreuen Schemazeichnung graphisch gezeigt werden.



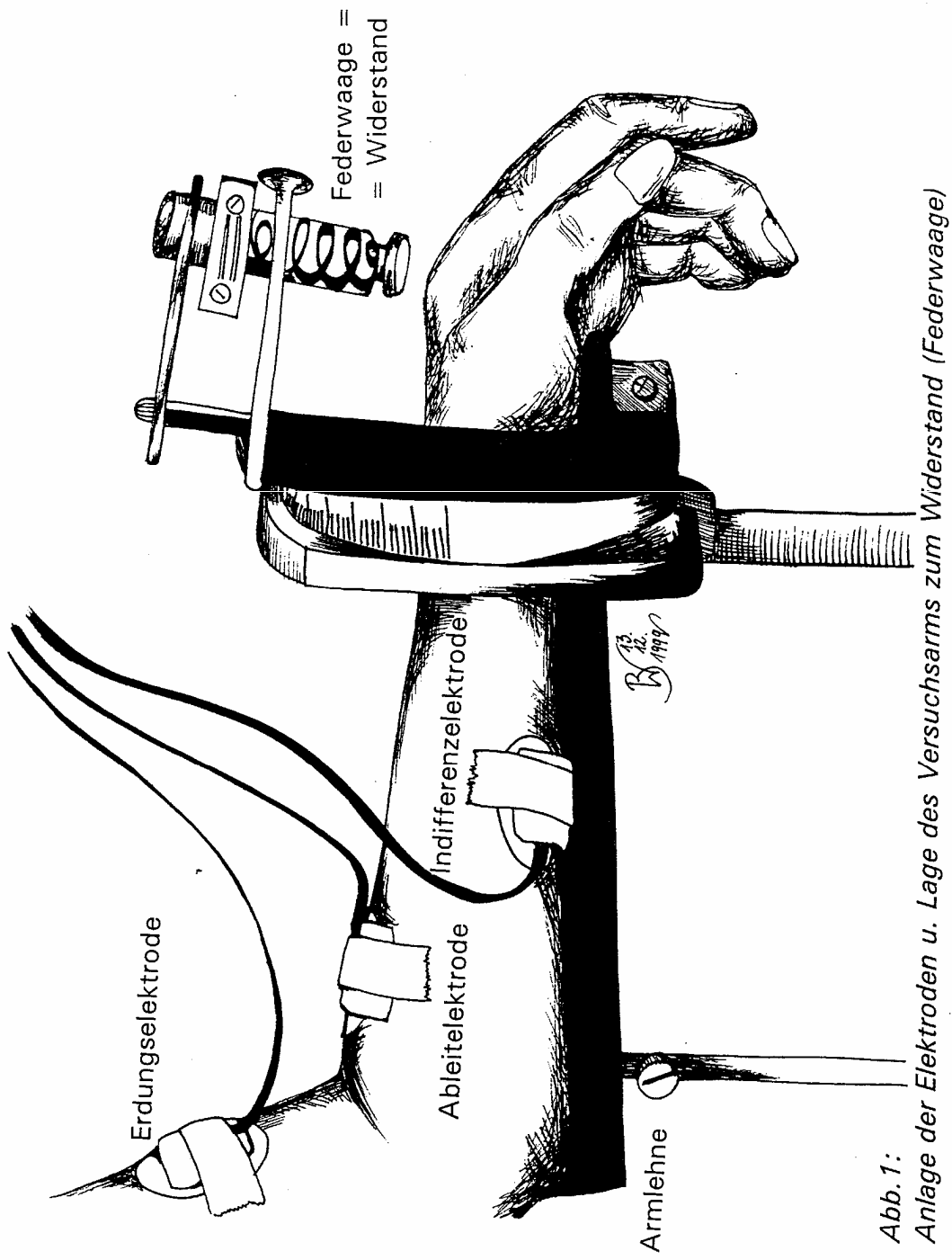


Abb. 1:
Anlage der Elektroden u. Lage des Versuchsarms zum Widerstand (Federwaage)

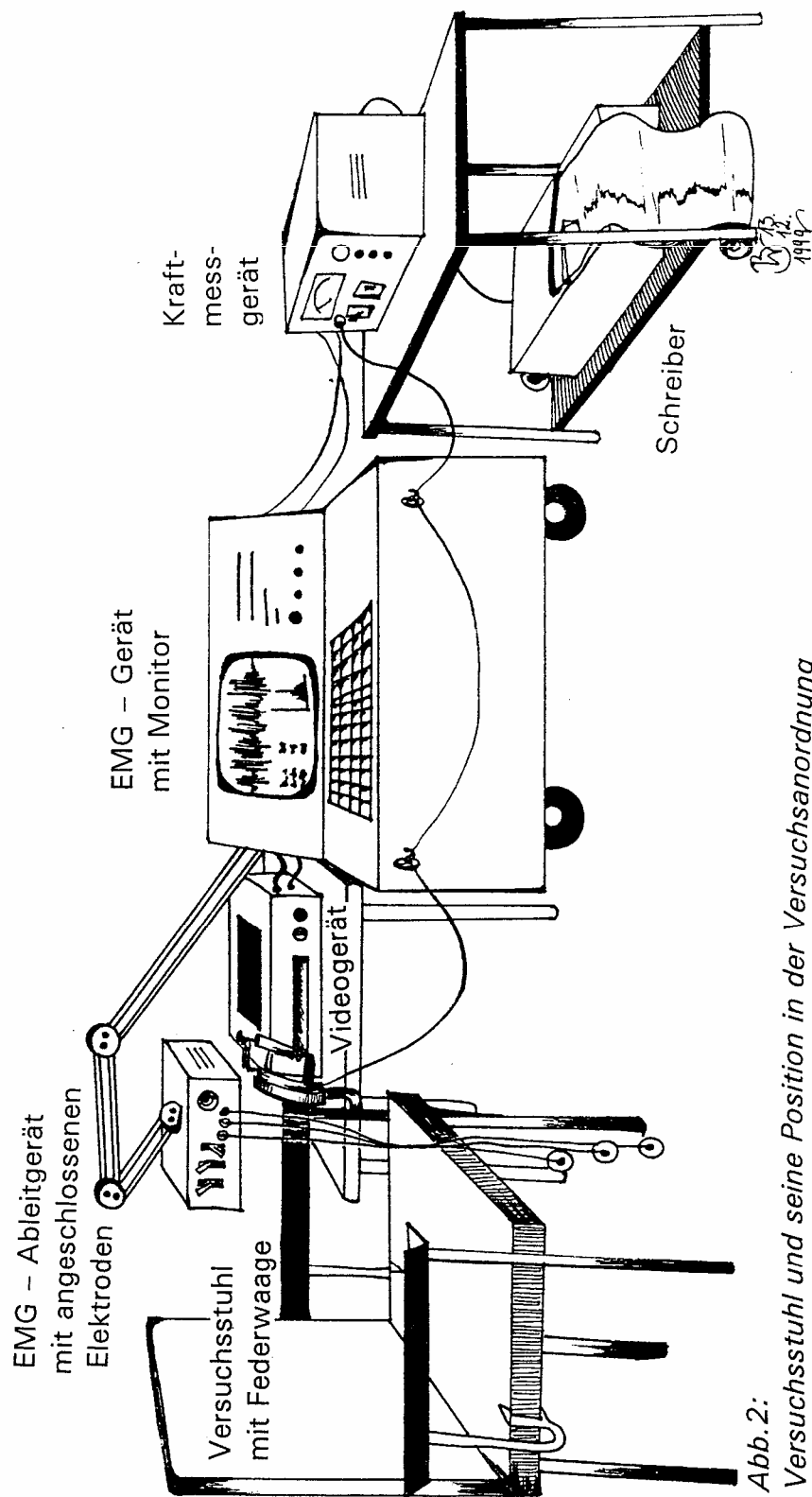


Abb. 2:
Versuchsstuhl und seine Position in der Versuchsanordnung

2.1.3.5. Kältepackung

Ein handelsüblicher Plastikbeutel wurde mit ca. 1,5 kg Flockeneis aus der abteilungseigenen Eismaschine und 0,5 l kaltem Leitungswasser gefüllt. Dieses Eis – Wasser – Gemisch wurde erst immer unmittelbar vor Versuchsbeginn hergestellt, um eine Standardisierung der Packungstemperatur erreichen zu können. Damit eine zu starke und damit schmerzauslösende Gewebekühlung zu vermeiden werden konnte, wurde zwischen der Packung und dem Arm noch eine Lage eines ca. 1 mm dicken, Baumwolltuches gelegt; geeignet hierfür erwiesen sich die klinikeigenen Geschirrtücher. Die Temperaturkonstanz wurde mit einem Thermometer gemessen, das zwischen Packung und der Hautoberfläche des Probanden angebracht war.

- Applikationsdauer : 20 min.
- Applikationstemperatur : 8°C

Anmerkung :

Es wurde darauf geachtet, dass Packung trocken war, um erstens eine gleichmäßige Applikation zu gewährleisten und zweitens um thermische Schäden, auf Grund der erhöhten Temperaturleitfähigkeit eines feuchten Mediums, zu vermeiden.

Die Packungen wurden jeweils an den Unterarm des Probanden anmodelliert, so dass die Muskelbäuche der Handgelenksextensoren vollständig überdeckt wurden.

Während des Versuchs, wie auch bei der Kontrolle, waren konstante Raumbedingungen vorhanden. Da der Versuchsraum sowohl über eine Klimaanlage, als auch über eine Heizung verfügte, war es möglich, die Raumtemperatur während aller Messungen auf 22°C konstant zu halten. Außerdem konnte während des Versuchs für den Probanden die nötige Ruhe gewährleistet werden, um sich auf die Konstanthaltung der Kraft konzentrieren zu können.

2.2. Versuchsdurchführung

2.2.1. Vorbereitung

Vorjustierung des EMG – Gerätes :

X – Achse des Monitors : auf der Achse sind 20 Skalierungseinheiten vorgegeben. Mit der Voreinstellung „time“ [tme] wurden 200 ms pro Skaleneinheit gewählt. Daraus ergibt sich eine Laufzeit von 4 Sekunden pro Bildschirmbreite.

Y – Achse des Monitors : sie ist je nach der zu erwartenden Amplitude mit der Amplitudenvergrößerung [SMS] einstellbar. Für diesen Versuchsaufbau wurden 100 μ V gewählt.

Instruktion der Probanden :

Zunächst ist es wichtig, den Probanden genauestens über den Versuchsaufbau zu informieren. Die Aufgabe des Probanden bestand darin, die nach der Aufwärmphase ermittelten 30% der individuellen Maximalkraft gleichmäßig – isometrisch - zu halten. Die Zeitdauer wurde durch das Auftreten erster subjektiver Ermüdungszeichen im Sinne von „Muskelziehen“ bzw. Schmerzen, Schwächegefühl und / oder Zittern im Versuchsarm definiert. Als objektives Abbruchkriterium wurde ein Unter- oder Überschreiten der 30% MVA um je 5% angesetzt. Außerdem wurde der Proband genau darüber unterrichtet, in welcher Weise gegen den Widerstand gedrückt werden sollte : der Unterarm liegt bis zum Handgelenk vollkommen auf, es ist nicht erlaubt, eine Faust zu machen, denn obwohl dies der funktionellen Aufgabe der Extensoren der Handgelenks als Faustschluss Helfer zukommen würde, sollte eine Coinnervation der Flexorenseite möglichst nicht erfolgen. Der zuvor ermittelte Druckpunkt sollte nicht verändert werden, auch wurde der Proband gebeten, sofort Bescheid geben, ab wann für ihn Bedingungen auftreten, unter denen die ordnungsgemäße Durchführung des Versuchs nicht mehr gewährleistet ist.

Aufsuchen des Druckpunktes :

Vorgegeben war die Region zwischen dem – möglichst distalen – Os metacarpale II und III. Mit einem Filzstift wurde die entsprechende Stelle dann gekennzeichnet, die der Proband als den angenehmsten Druckpunkt empfand. Um Interferenzen durch eventuell auftretenden Schmerz am Druckpunkt zu vermeiden, wurde dort ein mindestens 7 mm dickes Filzstück großflächig zur Polsterung aufgeklebt. Auf dieses wurde nochmals die Projektion des Druckpunktes aufgezeichnet.

Aufsuchen der Ableitstelle:

Die Ableitungselektrode wurde über dem proximalen, unter Anspannung am besten palpablen, Muskelbauch der Mm. carpi radialis longus et brevis angebracht. Die Platzierung der indifferenten Elektrode erfolgte an der gegenüberliegenden Seite des Unterarms, mindestens 5 cm weit von der Ableitelektrode entfernt, über den Handgelenksflexoren. Zur Erdung benutze man eine am linken Oberarm befestigte Elektrode.

2.2.2. Aufwärmphase

Diese Teil des Versuchs hatte nicht nur den Zweck des Aufwärmens allein, sondern diente auch dazu, dass die Probanden sich an den Umgang mit dem Gerät gewöhnen konnten. Zunächst sollten sie in einem vorgegebenen Zeitschema, d.h. 16 Sekunden mit Pausen von ansteigender Dauer dazwischen, jeweils gegen einen Widerstand von je 1 kg – 3 kg – 5 kg und zuletzt 8 kg, der gegen die Extension des Handgelenks wirkte, drücken. Danach erfolgte die Ermittlung der Maximalkraft. Als Maximalkraft zählte der Wert, der individuell für mindestens vier Sekunden gegen maximalen Widerstand des Dynamometers gehalten werden konnte. Die vom Probanden im Versuch dann geforderte Kraft betrug 30% dieses ermittelten Kraftwertes in [kg].

2.2.3. Versuch : Kälte – Standard

Versuchsgruppe:

Fünf Minuten nach Ermittlung der Maximalkraft begann die eigentliche Versuchsphase. Der Hauptversuch wurde jedoch erst begonnen, wenn in einer initialen Ruheableitung Störungsfreiheit im EMG nachweisbar war. Diese war dann erreicht, wenn die Werte für turns kleiner als 20 Hz und RMS kleiner als 30 μV waren. Aus gezielten Vorversuchen war schon bekannt, dass bereits eine Zeitdauer von 4 Minuten eine adäquate Erholungsdauer im elektrophysiologischen Sinne für dem Muskel darstellt. Es sei noch darauf hinzuweisen, dass durch die Hälfte der Probanden zunächst der Standardversuch, dann der Kälteversuch durchgeführt wurde um einen eventuellen systematischen Fehler durch eine stets gleichbleibende Versuchsreihenfolge auszuschließen. Die anderen 50% der Probanden nahmen an den Versuchen in umgekehrter Reihenfolge teil.

Die einzelnen Versuchsblöcke stellen sich wie folgt dar:

- Aufwärmphase und Ermittlung der 30% der Maximalkraft, danach 5 Minuten Pause
- Kälteversuch : 20 Minuten Kälteapplikation mit anschließendem Ausdauer-versuch, danach 5 Minuten Pause
- Standardversuch : Ausdauer-versuch ohne vorhergehende Applikation

Kontrollgruppe :

Es erfolgte prinzipiell der gleiche Versuchsablauf, lediglich jetzt durch Auflage einer temperaturneutralen Packung. Auch der zeitliche Ablauf wurde identisch gehalten.

Anmerkung :

Nur Versuche, die durch beginnende Ermüdungssymptomatik beendet worden sind, wurden in die Wertung aufgenommen. Bei Schmerz oder anderweitig bedingten Versuchsabbrüchen wurde der Versuch als ungültig erklärt und an einem anderen Tag wiederholt

2.3. Datenauswertung

Für eine einheitliche Datenauswertung der individuellen Kurven ergaben sich zwei Probleme:

- 1) Durch das computergestützte OEMG waren lediglich alle vier Sekunden ermittelte Messwerte zu erhalten.
- 2) Die Dauer des Versuchs, somit die Länge der jeweiligen Versuchskurven waren unterschiedlich.

Daher teilte man die gesamte Zeitdauer einer Kurve in je zehn Abschnitte, woraus sich – einschließlich des Anfangs und - Endwertes – elf Werte für die zu berechnende Kurve ergaben.

Die genannten elf Werte wurden folgendermaßen ermittelt :

Zuerst wurde die Gesamtzeit des jeweiligen Versuchsblocks in zehn Intervalle zerlegt. Dezimalstellen wurden nach dem üblichen Gebrauch auf oder- abgerundet. Für den Fall, dass nun ein Wert nicht mit einem zu diesem Zeitpunkt ermittelten Messwert zusammenfiel, wurde wie folgt vorgegangen: Durch jedes der zehn Intervalle wurde eine Ausgleichsgerade, mit den Randwerten X und Y gelegt. Das unten angegebene Schema soll dies verdeutlichen:

X	X+1	X+2	X+3	Y
	= $(2x+y) : 3$	= $(x+y) : 2$	= $(x+2y) : 3$	

Abbildung 3 : Schema zur Berechnung der Punkte auf der Ausgleichsgeraden

Die so gewonnenen Daten wurden in RMS / Zeit und turns / Zeit – Diagramme aufgetragen. Die statistische Auswertung der Daten erfolgte, bei nachgewiesener Normalverteilung der Messwerte, durch den Student – T – Test für paarige Stichproben.

3. Ergebnisse

3.1. OEMG – Parameter

3.1.1. Mittelwerte (MW)

In der nachfolgenden Tabelle sind alle Mittelwerte der Parameter RMS und turns der Oberflächenelektromyogramms zu den Zeitpunkten 1 – 11 aufgelistet. Die Mittelwerte wurden aus den Einzeldaten der 30 Probanden gewonnen. Es sind sowohl die Daten des Versuchs, wie auch der Kontrolle angegeben.

$$\text{Mittelwert (MW)} = \text{arithmetisches Mittel} = \frac{\text{Summe aller } x - \text{Werte}}{\text{Anzahl aller } x - \text{Werte}}$$

Lokalisationsmaß

Mittelwerte (MW) zu den Zeitpunkten 1 – 11 :

t	Standard		Kälte Versuch		Kälte Kontrolle	
	RMS	turns	RMS	turns	RMS	turns
1	200	214	236	212	214	209
2	197	206	227	199	219	202
3	186	199	201	189	211	191
4	183	191	201	185	206	190
5	195	190	213	183	213	185
6	195	187	217	181	218	185
7	210	182	226	175	219	182
8	220	178	229	173	238	181
9	232	175	245	170	247	178
10	248	176	250	167	257	171
11	257	175	242	161	247	162

Tabelle Nr. 2 : Mittelwerte zu den Zeitpunkten 1 -11

3.1.2. Standardabweichung (SD)

Quadratwurzel der Varianz bzw. des mittleren Abstandquadrates

Dispersionsmaß

Standardabweichung (SD) zu den Messpunkten 1 –11 :

t	Standard		Kälte Versuch		Kälte Kontrolle	
	RMS	Turns	RMS	Turns	RMS	Turns
1	84,00	32,40	80,16	29,03	75,64	24,26
2	85,72	27,79	85,60	27,30	78,05	31,71
3	66,72	25,80	70,61	27,10	78,61	25,88
4	68,31	24,06	73,03	26,94	79,44	23,02
5	66,62	25,56	82,21	28,68	107,11	24,74
6	72,32	24,50	89,75	32,20	103,02	23,06
7	91,76	22,45	84,29	26,12	91,41	24,97
8	98,52	22,99	72,13	24,15	115,17	25,67
9	92,87	25,57	104,49	28,43	118,14	30,12
10	102,28	24,32	104,91	28,22	133,03	30,35
11	118,43	23,43	90,23	30,66	137,03	31,87

Tabelle Nr. 3 : Standardabweichung zu den Zeitpunkten 1 - 11

3.1.3. Standardfehler (SE)

Mittlerer Fehler des Mittelwerts

Messfehler

t	Standard		Kälte Versuch		Kälte Kontrolle	
	RMS	Turns	RMS	Turns	RMS	Turns
1	15,34	5,92	14,64	5,30	13,81	4,43
2	15,65	5,07	15,63	4,98	14,25	5,79
3	12,18	4,71	12,89	4,95	14,35	4,73
4	12,47	4,39	13,33	4,92	14,50	4,20
5	12,16	4,67	15,01	5,24	19,56	4,52
6	13,20	4,47	16,39	5,88	18,81	4,21
7	16,75	4,10	15,39	4,77	16,69	4,56
8	17,99	4,20	13,17	4,41	21,03	4,69
9	16,69	4,67	19,08	5,19	25,85	5,50
10	19,26	4,47	18,94	5,22	25,85	5,39
11	21,62	4,28	16,47	5,60	25,02	5,82

Tabelle Nr. 4: Standardfehler zu den Zeitpunkten 1 – 11

3.1.4. p –Werte

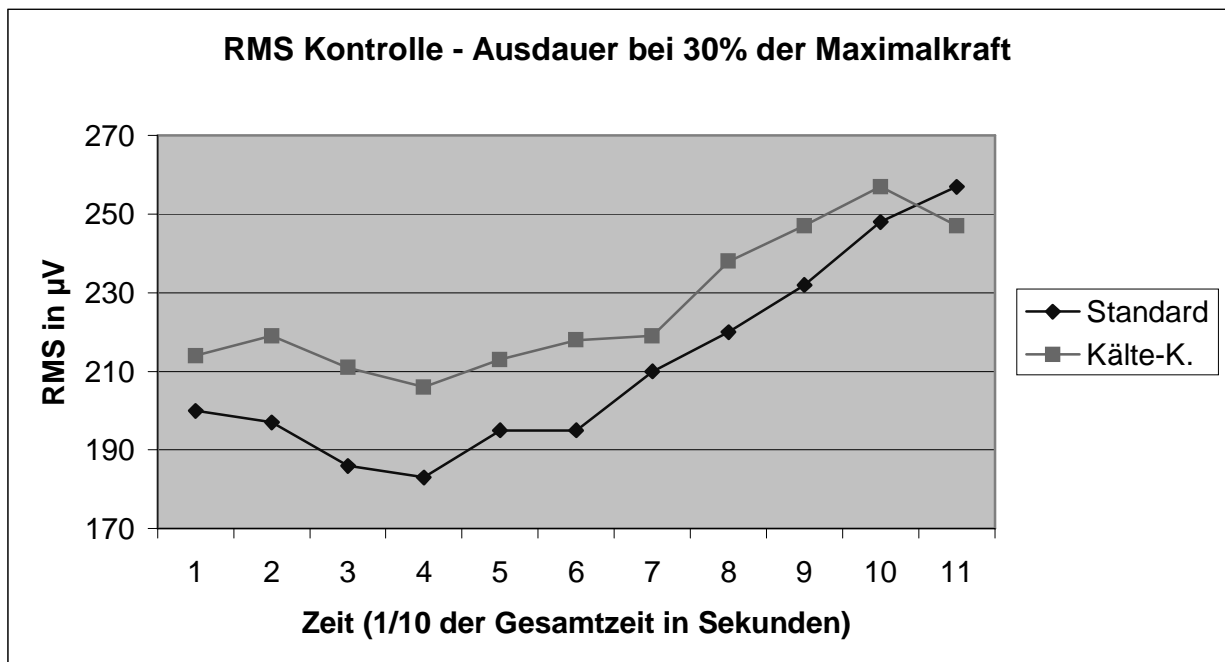
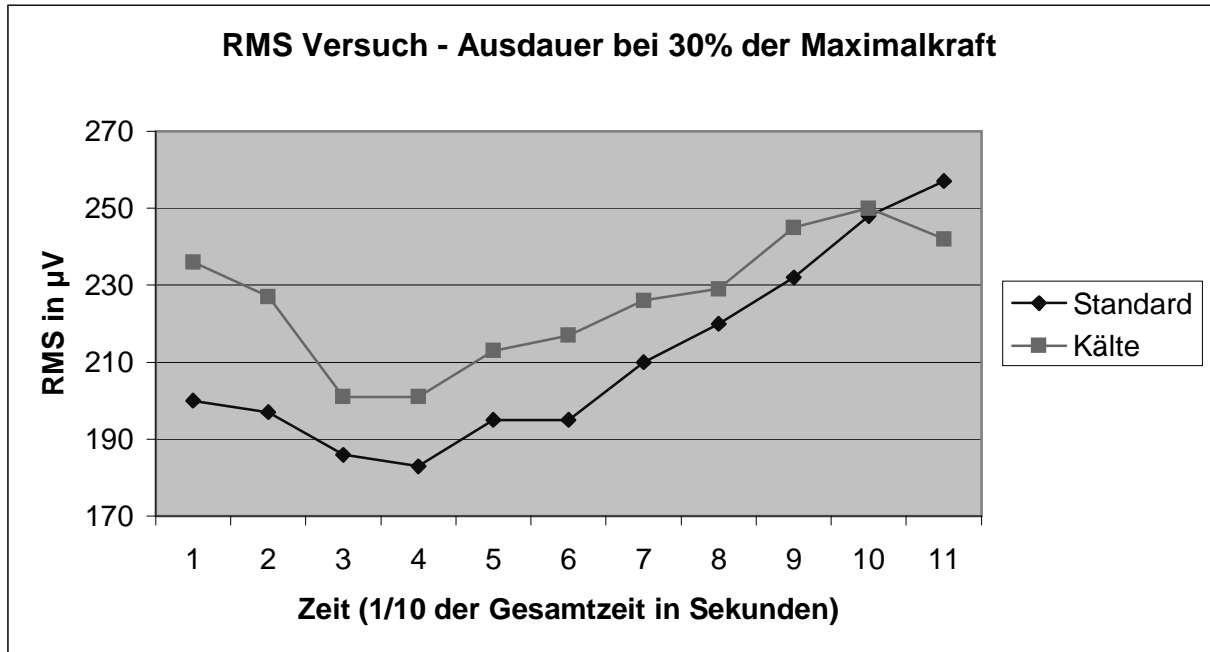
nach dem Student – T - Test für verbundenen Stichproben, zweiseitig

t	RMS		Turns	
	Versuch Standard-Kälte	Kontrolle Standard-Kälte	Versuch Standard-Kälte	Kontrolle Standard-Kälte
1	0,008	0,345	0,684	0,400
2	0,032	0,150	0,231	0,553
3	0,248	0,059	0,042	0,085
4	0,208	0,062	0,186	0,853
5	0,201	0,262	0,126	0,283
6	0,209	0,117	0,232	0,692
7	0,426	0,588	0,093	0,889
8	0,622	0,387	0,134	0,549
9	0,510	0,360	0,244	0,583
10	0,913	0,652	0,028	0,310
11	0,502	0,654	0,005	0,030

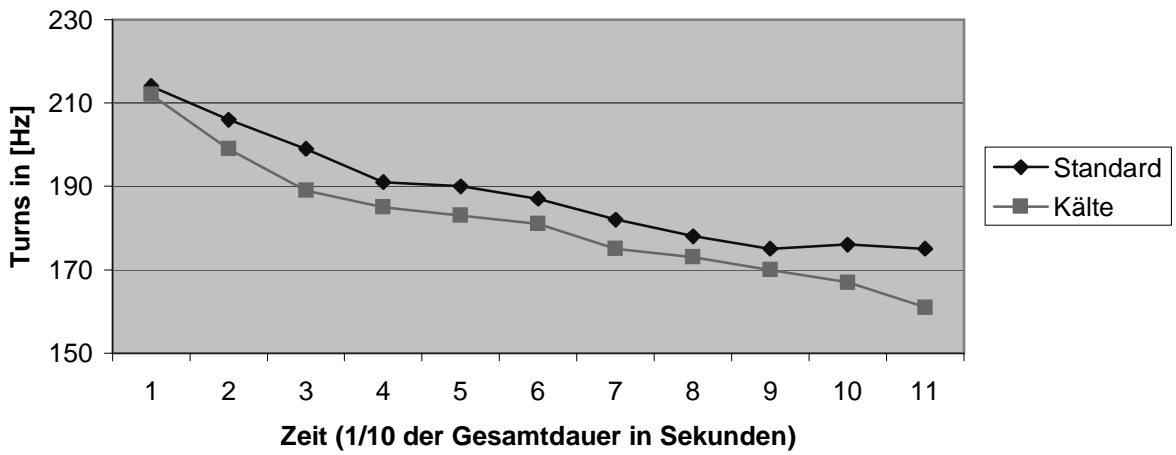
Tabelle Nr. 5: p – Werte des zweiseitig angelegten, gepaarten Student – T – Test

Signifikanzniveaus : + = p \leq 0,05
 ++ = p \leq 0,01
 +++ = p \leq 0,001
 n.s. = p > 0,05, nicht signifikant

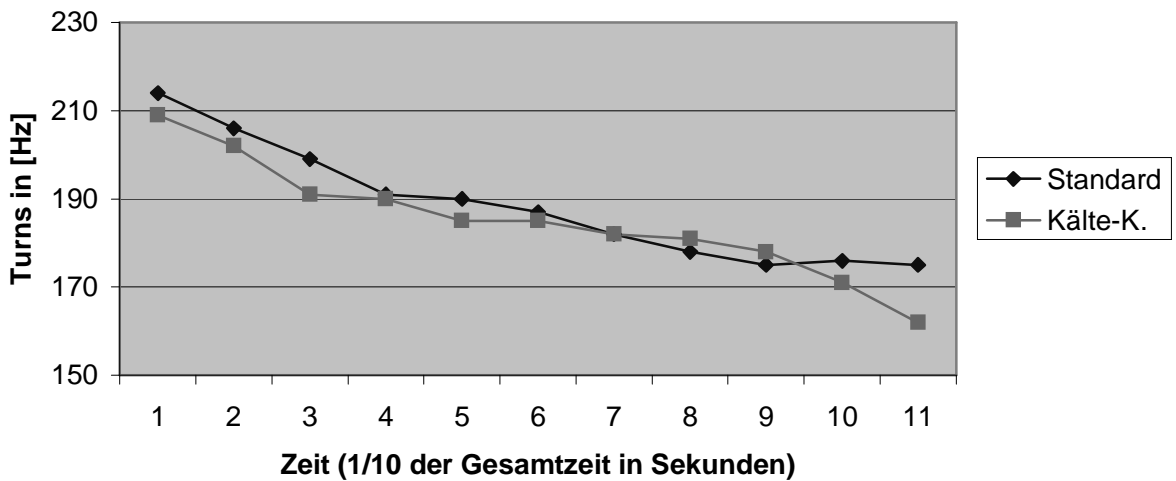
3.1.5. Diagramme



Turns Versuch - Ausdauer bei 30% der Maximalkraft



Turns Kontrolle - Ausdauer bei 30% der Maximalkraft



3.1.6. Beschreibung der Kurvenverläufe

Generell fällt bei allen RMS – Kurven auf, dass die RMS – Werte im Zeitverlauf zunehmen. Dies gilt sowohl für den Standardversuch, als auch für den Versuch mit der Kälteauflage. Auch die Kontrollgruppe wies den gleichen Trend auf. Bei den turns – Kurven hingegen zeichnete sich eine gegenläufige Tendenz ab. Die Werte fallen mit der Zeit stetig ab.

Die Lage der einzelnen Messungen verhält sich folgendermaßen : bei der RMS – Versuchskurve liegt die Kurve der Kälte über der des Standards, hingegen kommt die turns – Kurve unterhalb der Standardkurve zu liegen.

3.1. Ausdauerzeiten

3.2.1. Mittelwerte

	S	K	K - Ko
MW	177,3	206,7	179,3

Tabelle Nr. 6: Mittelwerte der Ausdauerzeiten

3.2.2. Graphische Darstellung der Mittelwerte

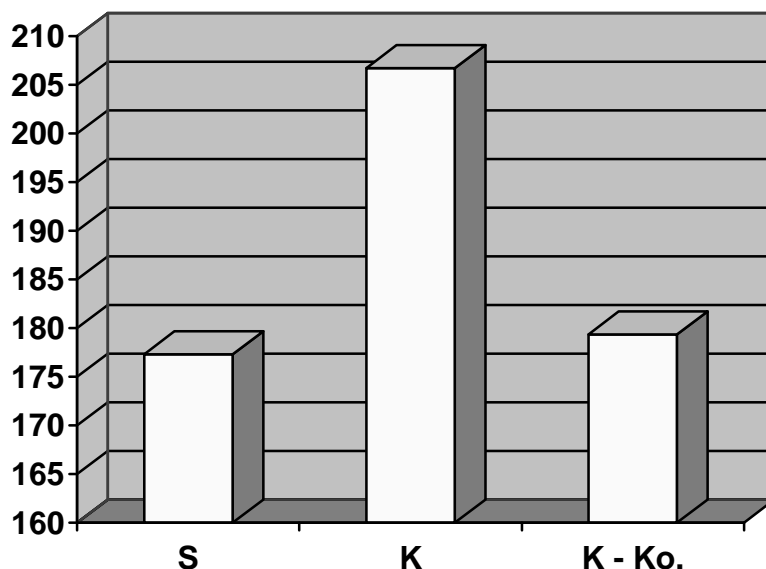


Abbildung Nr. 4 : Diagramm der mittleren Ausdauerzeiten

3.2.3 Standardabweichung SD

	S	K	K – Ko.
SD	34,4	36,7	38,0

Tabelle Nr. 7: Standardabweichung der mittleren Ausdauerzeiten

3.2.4. Standardfehler SE

	S	K	K – Ko.
SE	6,28	7,34	7,88

Tabelle Nr. 8: Standardfehler der mittleren Ausdauerzeiten

3.2.5. p – Werte

nach dem Student –T – Test für verbundene Stichproben, zweiseitig

	S - K	S – Ko.
p - Werte	0,0001	0,546

Tabelle Nr. 9: p – Werte der mittleren Ausdauerzeiten

4. Diskussion:

4.1. Material uns Methoden

4.1.1. Das Probandenkollektiv

Um eine gute Vergleichbarkeit zwischen der Versuchs und der Kontrollgruppe zu erreichen, wurden sowohl beim Kälte - Versuch, als auch beim Kontrollversuch die gleichen Probanden herangezogen. Mit der dadurch intraindividuell möglichen Versuchsauswertung wurde ein weiterer Störfaktor eliminiert, der eventuell die Vergleichbarkeit der Versuchskurven deutlich beeinträchtigt hätte.

Zu einer weiteren Vereinheitlichung, nicht nur unter den beiden zu vergleichenden Gruppen, sondern auch innerhalb des gesamten Probandenkollektivs selbst, wurde der BMI (= Body – Mass – Index) als Ausschlusskriterium herangezogen.

$$\text{BMI} = \text{Körpergewicht in [kg]} : \text{Körpergröße in [m]}^2$$

Nur Probanden mit einem Body – Mass – Index unter 25 wurden zur Studie zugelassen. Der BMI gewährleistet ein für diese Untersuchung wichtiges Kriterium, nämlich eine relativ ähnliche Dicke des subkutanen Fettgewebes, die letztlich der Distanz entspricht, die das vom Muskel ausgehende Signal zurücklegen muss, bis es den Messfühler, hier die EMG – Oberflächenelektrode, erreicht [Türker 1993]. Fettgewebe wirkt wie ein Filter, durch den die Signale treten müssen. Bei über-gewichtigen Personen ist daher eine realistische Abbildung der elektrophysiologischen Geschehnisse im Muskel nicht mehr sicher gewährleistet [De Luca 1993]. Die Geschwindigkeit der Kältereduktion ist abhängig von der Dicke der Fettschicht und die Zeit differiert von 10 – 30 Minuten, bis die Kälte das Muskelgewebe erreicht [Kottke 1990].

Außerdem wurde darauf geachtet, dass die Probanden sich jeweils subjektiv gesund fühlten und nicht innerhalb der letzten zwei Tage vor dem Versuch muskulär anstrengende Tätigkeiten durchgeführt hatten. Der Versuch wurde stets am linken

Arm durchgeführt, wobei ausschließlich Rechtshänder als Probanden zugelassen wurden.

4.1.2. Das OEMG – Anwendungstauglichkeit, Vor- und Nachteile

Seit der Einführung der OEMG-Methode als neurophysiologisches Messinstrument in den späten 20-er Jahren des letzten Jahrhunderts [Wachholder 1928], ist eine große Zahl von Studien entstanden, die sich die Vorteile dieses mittlerweile vollständig etablierten Verfahrens, zu Nutze machen [Crenshaw et al. 1997, Eberstein et al. 1985, Fischer et al. 2000, Gerdle et al. 1993 und 1994, Krause et al. 1996 und 2001, Krogh – Lund et al. 1993, Lännergren et al. 1986, Linssen et al. 1992 und 1993, Magyarosy et al., Yang et al. 1983 und 1984]. Zunächst handelt es sich um ein nicht-invasives Verfahren, was sich bereits beim Anwerben freiwilliger Probanden als Vorteil herausstellt, ferner eignet es sich sehr gut zur Dokumentation der in unserer Studie relevanten Parameter RMS und turns, angewandter Kraft und schließlich der MFCV (Muscle fiber contraction velocity). Dabei stehen RMS, turns und die produzierte isometrische Muskelkraft, beim hier eingesetzten integrierten OEMG in linearem Verhältnis zueinander [Douglas et al. 1955, Körner et al. 1984a, Franchimont et al. 1983, Fuglevand et al. 1993].

Das OEMG ist relativ stör anfällig ist – immerhin liegt ja auch zwischen der Messelektrode und dem Muskel eine je nach Individuum texturierte und dicke Gewebsmasse, die von den zu messenden Strömen durchdrungen werden muß [De Luca 1993, Loeb et al. 1986, Patla et al. 1982, Türker 1993]. Es sind weitere Stromquellen zu erkennen und zu eliminieren, wie z.B. die spontane elektrische Aktivität des Herzmuskels, des Gehirns oder auch tiefer liegender Muskeln unterhalb des zu untersuchenden Muskels [Milner - Brown 1975]. Auch das Gerät selbst kann störende Interferenzen hervorbringen, das sogenannte „equipment noise“, welches bis zu einem gewissen Grad durch Säubern der Elektroden und der Elektrodenauflagefläche reduziert werden kann. Weiterhin wird empfohlen, eine bipolare Ableitung vorzunehmen [Crenshaw et al. 1997, Körner et al. 1984a, Moritani et al. 1986, Sadamoto et al. 1983], um dieses Geräterauschen dadurch bereits etwas zu reduzieren. Auch die Verwendung möglichst kurzer Kabel [Sadamoto et al. 1983] und das Benutzen einer aktiven Elektrode dient zur weiteren Elimination von

Störgeräuschen [Crenshaw et al. 1997, Körner et al 1984a, Moritani et al. 1986, Sadamoto et al 1983]. Möglicherweise hätte die Verwendung einer aktiven Elektrode und eine zusätzliche Erdungselektrode über einer elektrisch inaktiven Körperregion, eine noch exaktere Messung ergeben können.

Um eine gute quantitative Abschätzung über die Zahl und Frequenz der feuern motorischen Einheiten treffen zu können, ist es nötig, die Kurvenverläufe der Rohwerte zunächst gleichzurichten und durch Berechnung der darunterliegenden Fläche diese zu integrieren [Dorfman et al. 1988, Eldred et a. 1960, Fischer et al. 1965, Fischer et al. 2000, Herman 1962, Körner et al. 1984a, Meigal et al. 1992, Moritani 1986, Sadamoto et al. 1983, Sjoegard et al. 1986, Voss 1971]. Dadurch erhält man eine lineare oder nahezu lineare Beziehung zur Kraft, die durch den Muskel generiert wird [Fuglevand et al. 1993, Körner et al. 1984a].

4.1.3. Kältepackung und Applikationstechnik

Um bei den in der vorliegenden Studie gemessenen Werten von Kälteeffekten sprechen zu können, muss zunächst einmal gewährleistet sein, dass die gewählte Kälteapplikationsform während der Versuchsdauer auch tatsächlich eine Wirkung auf den Muskel ausüben kann. Der Großteil der Autoren bevorzugt das auch im Versuch angewandte Eis-Wasser-Gemisch, da dieses über einen langen Zeitraum die konstante Temperatur von 0°C beibehält [Basford 1988, Fischer et al. 1965, Kottke et al. 1990, Lehmann et al. 1962, Lehmann 1982, Olson et al. 1972, Trnavsky 1986, Whitney 1989].

Die Eindringtiefe der Kälte wird einerseits durch die Dicke und Qualität des Isoliermaterials des zu messenden Muskels bestimmt und andererseits von der Zeitdauer, die man vorgibt. Durch ein nach Body-Mass-Index (BMI) vorselektiertes Probandengut, wurde eine relativ geringe Streubreite der zu durchdringenden Wegstrecke gewährleistet. Die Zeitdauer von 20 Minuten wurde gewählt, um einerseits keine Gewebsschädigung zu verursachen [Drez et al. 1981, Hayes 1984, Kottke et al. 1990], andererseits aber einen sicheren kühlenden Effekt auf die Muskulatur erwarten zu dürfen, der nach dieser Zeit eintritt [Chan et al. 1973, Denys 1991, Douglas et al. 1983, Fischer et al. 1965, Franchimont et al. 1955, Lehmann

et al. 1982, Knight 1985, Kottke et al. 1990, Olson et al. 1972, Trnavsky 1986, Whitney 1989].

Nach Auflegen unserer im Versuch verwendeten Kühlpackung war nach 20 Minuten nach Ergebnissen vieler Autoren [*Basford 1988, Trnavsky 1986 Whitney 1989*], mit einer Temperaturreduktion von mindestens 8°C in 2-3 cm und 6°C in 5 cm Tiefe zu rechnen. Damit war de facto eine Kühlung des zu messenden Muskelgewebes erreicht.

Die Ausbreitung der Kälte findet sowohl durch Konduktion, als auch durch Konvektion, die durch den Blutfluss beeinflusst wird, statt [*Basford 1988, Griffin et al. 1982, Hayes 1984, Hecht et al. 1983, Lehmann 1982, Michlovitz 1986, Whitney 1989*].

4.1.4. Versuchsstuhl und Probandenposition

Neben der reinen Kälteapplikationstechnik über dem Muskel spielt auch die Position des Probanden und die Stellung des Muskels im Versuchsaufbau eine Rolle. Der mit einer hohen Lehne versehene Stuhl gewährleistet jedem Probanden eine entspannte Sitzposition in aufrechter Haltung. Viel Wert wurde auf die Lagerung des linken Unterarms, Ellbogens und des Handgelenks gelegt, da sich die zu untersuchenden Muskeln vom Os Metacarpale 2 bzw.3 bis Epicondylus lateralis humeri erstrecken und somit über diese beiden Gelenke ziehen. Innerhalb der Versuchsanordnung lagen die Muskeln in einer Länge vor, die nahe am Punkt *l₀* der physiologischen Ruhe-Dehnungs-Kurve eines Skelettmuskels liegen [*Peachey et al. 1993, Rüdel 1993*]. Somit ist die Voraussetzung geschaffen, im Bereich des Scheitelpunkts *P₀* der Kurve der isometrischen Maxima arbeiten zu können. Der Punkt *l₀*, mit dem daraus resultierenden Punkt *P₀*, korreliert mit der Kraft-Längen-Kurve unter dem Aspekt der Querbrückentheorie der Actin –und Myosinfilamente. Die Sarcomerlänge bei *l₀* beträgt 2,25 µm. Hier können alle Querbrücken zwischen Actin und Myosin geschlagen werden [*Carlson et al. 1971, Squire 1990*].

Doch auch die Körperstellung des Probanden im Raum, v.a. dessen Kopfhaltung, können bemerkenswerter Weise einen Einfluss auf den zu messenden Tonus haben. Ein thermoregulatorischer Mechanismus unseres Körpers ist das Kältezittern,

[Kleinebeckel et al. 1991]. Diese thermoregulatorische Muskeltonuserhöhung wird durch die asynchrone Aktivität langsamer und niedrigschwelliger motorischer Einheiten erzeugt [Meigal et al. 1993], wie auch der posturale Tonus [Freund 1983]. Beide stehen somit unter spinaler und supraspinaler Kontrolle [Lippold et al. 1959]. Der thermoregulatorische Muskeltonus ist somit ein durch Kälte getriggertes, reflektorischer Tonus, der durch posturale Reflexe beeinflusst wird [Meigal et al. 1993]. Reich an Stellungs-Rezeptororganen ist die Halswirbelsäule, als Sitz von Muskelspindeln, Paccini-Körperchen, Golgi-Sehnen-Organen, Gelenks – und Hautrezeptororganen [Voss 1971]. Kälte als adäquater Reiz ruft eine Minderung des inhibitorischen Effekts des tonischen Nackenreflexes hervor. Dies ist dadurch möglich, dass Kälte-Thermorezeptor-Afferenzen in den gleichen spinalen Interneuronen, wie die posturalen Flexor-Reflex-Afferenzen, konvergieren [Meigal et al. 1992]. Daraus kann abgeleitet werden, dass eine Position, in welcher die Stellungs-Reflexe in möglichst geringem Ausmaß angestoßen werden, für einen Versuch wie den vorliegenden am günstigsten erscheint. Im Sitzen bzw. im Liegen, mit gerade aus gerichtetem Blick, konnte dies nachweislich geleistet werden [Andersson et al. 1975, Kleinebeckel et al. 1991].

4.1.5. Kraftmessung

Damit die während des Versuchs geforderte gleichbleibende Kraft vom Probanden auch wie vorgesehen aufgebracht werden konnte, wurde das am Versuchsstuhl angebrachte Handdynamometer, welches Widerstand gegen das Metacarpale 2 und 3 bei Dorsalextension des Handgelenks erzeugte, mit einem Kraftanzeiger verbunden, der für den Probanden gut sichtbar in Augenhöhe angebracht war. Die Stelle der Marke, bei der die 30% MVC angezeigt wurde, ist zusätzlich noch mit einem farbigen Stift herausgehoben worden.

Das Halten der Kraft auf dem 30% - der - MVC – Niveau war von der Kooperation des Probanden abhängig. Da jedoch gleichzeitig ein Schreiber, der mit dem Dynamometer verbunden war, die mechanische Kraftkurve aufzeichnete, konnte der erzeugte Kurvenverlauf im Anschluss an den Versuch durch den Versuchsleiter noch einmal kontrolliert werden

4.1.6. Versuchsgestaltung

Aufwärmphase :

Durch Vorversuche der Arbeitsgruppe und in der Literaturrecherche wurde gezeigt, dass die Voraussetzung einer möglichst hohen Maximalkraft eine gewisse Betriebsbereitschaft der betreffenden Muskelgruppe darstellt [*Hollmann et al. 1990, Kaiser 2003, Fischer 2002, Greulich 2003*].

Gleichzeitig bestand für den Probanden die Möglichkeit, sich mit der Versuchsanlage vertraut zu machen, was die Versuchsdurchführung anschließend zuverlässiger machte.

Versuch:

Nach der Aufwärmphase war es zunächst notwendig, den Versuchsmuskel sich wieder auf sein elektrophysiologisches Ruhenniveau einpendeln zu lassen, d.h. es wurde darauf gewartet, bis sich die ermüdungsbedingten Parameterveränderungen der turns und – RMS – Kurven wieder völlig zurückgegangen waren. Für die genannten Werte beträgt die Erholungszeit ca. 4 – 5 Minuten [*Petrofsky et al. 1980a*], was auch durch die Tatsache gestützt wird, dass die Lactatkonzentration in diesem Zeitraum auf ihren Ausgangswert zurückkehrt [*Harris 1981*]. Auch in entsprechenden OEMG - Vorversuchen konnte eine Pausendauer von 4 – 5 Minuten als ausreichend nachgewiesen werden bestätigt werden.

Während des Versuchs war es dann die Aufgabe eines jeden Probanden, die geforderten 30% der individuell ermittelten Maximalkraft, gegen das Handdynamometer aufzubringen. Der mit dieser Messeinrichtung verbundene Schreiber, zeichnete die mechanisch angewandte Kraft auf. Bei Unterschreitung, wie auch Überschreitung des vorgegebenen Kraftbereichs um mehr als 5%, wurde der Versuch abgebrochen, bzw. nicht mehr gewertet.

Ausgewertet wurde der Zeitraum von Beginn der Kontraktion, bis zum „Ausdauerzeitpunkt“, also dem Punkt, an dem die geforderte Kraft im oben genannten Rahmen, nicht mehr gehalten werden konnte [*Lindström et al. 1977*]. Da

die Zeitspanne individuell verschieden lange andauert, wurde die Zeitstrecke eines jeden Probanden dann bei der Ergebnisauswertung in gleich viele Zeitblöcke unterteilt, um den Kurvenverlauf über die Zeit aller Individuen vergleichen zu können [Fischer 2002].

4.1.7. Physiologisches Erklärungsmodell

Es liegt hier eine Studie vor, deren Ziel es ist, Veränderungen des Muskeltonus unter den Zeichen der Ermüdung bei isometrischer Muskelanspannung, nach Applikation von Kältereizen, mittels des Oberflächen-Elektro-Myogramms zu zeigen. Daher gilt es, die gewonnenen Untersuchungsergebnisse unter folgenden Aspekten zu beleuchten:

- 1) Das „Substrat“ der Studie stellt der quergestreifte Skelettmuskel – hier die Mm. Extensores carpi radiales longus et brevis – dar, mit all seinen Komponenten der Steuerung (Nerval : anatomisch (a) peripher und (b) zentral ; funktionell (a) willkürmotorisch und (b) reflektorisch) und des Strukturerhalts (Vaskulär, sowie auf mikroskopischer Ebene vorkommende biochemische Faktoren wie der Enzymausstattung und Milieufaktoren wie dem pH-Wert).
Die im Versuchsaufbau hinzukommende Kälteapplikation erfordert ferner die Berücksichtigung der Kältere Regulationsmechanismen, die ihre zentrale Steuerung durch den Hypothalamus erfahren.
Das Agens, das nun auf dieses feinregulierte System einwirkt, ist die Kälte. Dafür ist es wichtig zu wissen, ab welcher Applikationsdauer bei der jeweils angewandten Applikationsform, Effekte in der gewünschten Tiefe auftreten.
Weiter erfolgt der Abgleich der elektromyographischen Kurvenverläufe ohne und mit Applikation von Kälte.
- 2) Zusätzlich muss die Frage nach der grundsätzlichen Tauglichkeit des OEMG zu diesem Versuchsaufbau geklärt werden. Welche Faktoren können das Messergebnis fälschlich beeinflussen: (a) Faktoren des OEMG - Gerätes selbst, (b) Anlage und Handling der Messelektroden, (c) der vorherrschende Widerstand der Messstrecke.

- 3) Das untersuchte Probandenkollektiv soll die Allgemeinbevölkerung repräsentieren. Als Ausschlusskriterium wurde der Body – Mass - Index herangezogen.

Als erstes soll nun geklärt werden, über welche physiologischen Mechanismen die Kälte auf den Muskeltonus Einfluss, durch Einwirken auf nervale Strukturen, nehmen kann. Hierzu bieten sich folgende Ansatzpunkte:

- A) ein Eingreifen über ein Element des Regelkreises des α - γ -Systems, nämlich der Muskelspindel mit ihrer γ -Efferenz.
- B) Membraneffekte, durch die es zu einer längerem Depolarisation kommt
- C) Herabsetzung der Nervenleitgeschwindigkeit

Zu A:

Das α - und γ -motorische System setzt sich zu folgendem Regelkreis zusammen: Parallel zur Arbeitsmuskulatur, den extrafusalen Fasern, liegen die intrafusalen Fasern, die sensibel auf Änderung der Muskellänge reagieren. Über sensorische Axone der Gruppe I und II wird die eingehende Information an das zentrale Nervensystem übermittelt. Die γ -Motoneurone stellen die Empfindlichkeit dieses Systems ein. Somit wird das α -Motoneuron stets von einer modulierenden Afferenz erreicht, wonach sich nun auch dessen efferente Antwort richtet [Balissere et al. 1981, Brooks 1986, Carlson et al. 1971, Illert 1992 und 1993, Humphrey et al. 1991, Kandel et al. 1991, Kenshalo 1979, Matthews 1972, Schomburg 1990, Rowe et al. 1985, Rüdell 1993, Willis et al. 1991]. Eine zweite Quelle von afferenten Erregungen wird durch die Erregung von Hautafferenzen postuliert, die einen direkten Einfluß auf das α -Motoneuron zu haben scheinen [Griffin et al. 1982, Hayes 1984, Hecht et al. 1983, Hummelsheim et al. 1991 und 1993, Lehmann 1982, Lippold et al. 1960, Mecomber et al. 1971, Michlovitz 1986, Miglietta 1973, Kenshalo 1979, Whitney 1989]. Während über kurzzeitige Kühlung, wie z.B. bei der Eismassage,

hauptsächlich ein Effekt über die Reizung über die Hautrezeptoren erzielt werden kann, findet sich bei Langzeitkühlung direkt eine Wirkung auf die intra –und extrafusale Muskulatur. Durch die alleinige Reizung der Hautrezeptoren kommt es zu einer Facilitation der α -Motoneurone. Im Gegensatz dazu steht nun der langanhaltende dämpfende Einfluss langanhaltender Muskelkühlung über eine Herabsetzung der Empfindlichkeit des γ -Systems; hierdurch wird letztlich eine Verminderung der Feuerungsrate des α -Motoneurons erzielt [Basford 1988, Denys 1991, Falck et al. 1986, Fischer et a. 1965, Franchimont et al. 1963, Griffin et al. 1982, Hayes 1984, Herman 1962, Hummelsheim et al. 1991 und 1993, Kottke et al. 1990, Lehmann et al. 1982, Lippold et al. 1960, Mecomber et al. 1971, Miglietta 1973, Newton et al. 1965, Olson et al. 1972, Ruch et al. 1962, Trnavsky 1986, Whitney 1989]. Von einigen Autoren wird eine zusätzliche Verminderung des Hautrezeptorenafferenz durch Dauerkühlung postuliert. Eldred [Eldred et al. 1960] spricht von einem nahezu linearen Verhältnis zwischen der Reduktion der Muskeltemperatur und dem Abfall der Muskelspindelaktivität. Bell und Lehmann [Bell et al. 1987] belegen mit ihrer Studie, dass die Tonusreduktion über den Weg der γ -Sensibilität stattfindet, da nach Dauerkühlung ein Rückgang der Sehnenreflexaktivität regelmäßig nachweisbar war.

Zu B:

Des Weiteren lassen sich auch an der Membran von Nervenleitstrukturen kälteinduzierte Effekte ausmachen. So wird durch die im Versuch angewandte Kälteapplikation sowohl eine längere Öffnungszeit von Ionenkanälen in der Membran, als auch eine geringere Hydrolyserate von Acetyl-Cholin hervorgerufen. Diese Effekte führen letztlich zu einer längeren Depolarisationszeit der Membran [Falck et al. 1986, Lang 1986]. Dadurch wird die Membran gegenüber ankommenden Erregungen „unempfindlicher“. So weißt Denys [Denys 1991]. Folgendes in einem in-vitro-Experiment bei Kühlung der Muskelfasermembran nach: ein Aktionspotential (AP) wandert das sarkoplasmatische Reticulum des Muskels entlang, wenn das Endplattenpotential (EPP) eine genügend große, suffiziente, Amplitude erreicht hat, um die Reizschwelle zu überwinden. Kühlung bewirkt eine Inaktivierung der Natrium-abhängigen Ionenkanäle und einen vermehrten Kalium-Einstrom, was ein verlangsamtes Entlangwandern des AP zur Folge hat. Somit

kommt es zu einer verzögerten Verteilung des AP in der jeweiligen Muskelfaser, was letztendlich zu einer verlängerten Dauer des AP führt.

Zu C:

Selbstverständlich werden im Versuch gekühlten Gebiet neben den muskulären Strukturen, auch die nervalen einer Temperaturreduktion unterzogen. Für alle nervalen Leitstrukturen gilt die gleiche Blockedatemperatur von 7,6 – 9,1°C [*Paintal, 1965*]. Es ist nicht möglich, eine derartige Temperatur in einem lebenden Menschen zu erzeugen, jedoch wurde in vielen Studien nahezu regelmäßig eine Reduktion der Nervenleitgeschwindigkeit unter in-vivo-Bedingungen nachgewiesen [*Abramson et al. 1962, Bell et al. 1987, Brody et al. 1991, Eldred et al. 1960, Kottke et al. 1990, Lang 1986, Lehmann 1982, Lightfoot et al. 1975, Mucke et al. 1989, Petrofsky 1979, Ruch et al. 1965, Rau et al. 1997*]. Doch übt die Applikation von lokaler Kälte nicht nur einen Einfluß auf neuronale Leitstrukturen aus, sondern es gibt auch eine Vielzahl kälteinduzierter Effekte auf das vasomotorische System und auf den Metabolismus des Skelettmuskels, die hier noch Erwähnung finden sollen.

Effekte auf den Muskelmetabolismus:

Generell sinkt die metabolische Aktivität unter Kältebedingungen. Dadurch reduziert sich auch der Sauerstoffverbrauch der Zellen, was man sich in der Therapie bei frischen Verletzungen zu Nutze macht, um die sekundäre Gewebszerstörung zu verzögern oder zu verhindern [*Whitney 1989*]. Ferner findet eine Inhibition der gewebszerstörenden Enzyme, wie z.B. der synovialen Kollagenase statt, deren Aktivität bei einer Temperaturreduktion von 3°C, um ca. 300% sinkt, was v.a. in der Therapie von chronisch destruierenden Prozessen genutzt wird. Trnavsky beschreibt eine generelle Herabsetzung der muskulären Reaktionsfähigkeit von 50% bei einer Temperaturreduktion von 10°C [*Petrofsky 1979, Trnavsky 1986*].

Effekte auf die Vasomotorik:

Als Kurzzeiteffekt direkt nach Eisapplikation tritt, bedingt durch den Axonreflex und die Erregung sympathischer Nervenfasern, eine Vasokonstriktion ein. Dies wird

regelmäßig in den subcutanen Fettgewebsschichten als reflektorische Vasodilatation beobachtet [Trnavsky 1987]. Dieses als „hunting response“ bekannte Phänomen tritt in Geweben mit einer Temperatur von um die 15°C auf und hat die Funktion ein weiteres Absinken der Gewebstemperatur zu verhindern, um einer kältebedingte Gewebszerstörung vorzugreifen [Lewis et al. 1930]. Es wird angenommen, dass dieser Regulationsmechanismus zentral gesteuert wird. Der Hypothalamus als übergeordnetes thermoregulatorisches Zentrum registriert die geringe Temperaturschwankung in dem ihm zugeführten Blutstrom. Über Verbindungen zum vasomotorischen Zentrum der Medulla oblongata, dem γ -motorischen Zentrum des Kleinhirns und zur Nebenniere, die dann zur Katecholaminausschüttung angeregt wird, wird im Sinne eines Feed-back-Mechanismus, eine sekundäre Vasodilatation in den gekühlten Strukturen erzeugt [Guyton 1986]. Als zweite Inputquelle erhält der Hypothalamus Afferenzen von den o.g. Hautrezeptoren [Ruch 1965]. In den tieferen Schichten des subcutanen Fettgewebes herrscht unter unseren Versuchsbedingungen hauptsächlich jedoch die sympathisch bedingte Vasokonstriktion vor [Basford 1988, Griffin et al. 1982, Hayes 1984, Hecht et al. 1983, Lehmann 1982, Michlovitz 1986 Whitney 1989], die frühestens nach 20 – 25 Minuten nach Eisapplikation in eine sekundäre Hyperämie übergeht. Die Begründung liegt darin, dass in den tieferen Schichten eine wesentlich langsamere Temperaturreduktion erreicht wird. Interessanterweise muss noch hinzugefügt werden, dass der Kälteeffekt nach Entfernung der Packung noch längere Zeit fortbesteht. Der Grund dafür ist, dass tiefere subcutane Schichten ihre Temperatur durch Konduktion an die darüberliegende kältere Hautschicht abgeben. Ferner wird durch die in der Tiefe bestehende Vasokonstriktion, ein Erwärmen durch Konvektion ebenfalls längere Zeit verzögert [Basford 1988, Guyton 1986, Knight 1985, Trnavsky 1986, Whitney 1989]. Die Vasomotorik wird also durch lokale und zentrale Mechanismen gesteuert.

Eine Verknüpfung des Metabolismus und der Vasomotorik sollte hier noch Erwähnung finden. Durch Kälte wird zunächst überwiegend eine lokale Vasokonstriktion erreicht. Diese führt folglich zu einem verminderten Blutfluß in den betroffenen Regionen, was zur Folge haben kann, dass sich nicht nur die Kälte dort länger halten kann, sondern auch die bei der – wie im Versuch stattfindend – isometrischen Muskelarbeit anfallenden Stoffwechselprodukte länger am Ort bleiben können. Im vorliegenden Versuch kommt jedoch noch ein weiterer Faktor hinzu, der

den Blutfluß zusätzlich beeinflusst, nämlich die o.g. isometrische, submaximale Muskelanspannung selbst. Einige Autoren haben gezeigt, dass der intramuskuläre Blutfluss ab 40% Anspannung der Maximalkraft völlig sistiert [Parker et al. 1984, Zwarts et al. 1988]. Die Kontraktionskraft und der intramuskuläre Druck stehen dabei in linearem Verhältnis zueinander [Aratow et al. 1993, Krogh – Lund et al. 1991, Parker et al. 1984, Sadamoto et al. 1983].

Durch den Anstieg saurer Valenzen im Intra –und Extrazellulärraum, kommt es zu einem Abfall des pH-Wertes auch an den Membranen der Nervenfasern, was zu einer Verminderung der Nervenleitgeschwindigkeit (NLG) führen kann [De Luca 1993, Jensen et al. 1994, Moritani et al. 1984, Orchardson 1978]. Durch mehrere Autoren wurde hierdurch eine Verminderung der Entladungsfrequenz beschrieben, die in linearem Zusammenhang mit dem Abfall der NLG steht [De Luca 1993, Stuhlen et al. 1981]. Danach wirft sich die Frage auf, in wie weit dieser Effekt mit dem Effekt, der unter Kälte reduzierten Stoffwechselaktivität, interferiert. Heben sie sich auf, oder überwiegt einer den anderen? Da im vorliegenden Versuch die Kurve der „turns“, die der Entladungsfrequenz gleichkommt, stets unter der des Standards – also der Versuchskurve die ohne thermisch Einwirkung entstand - liegt, lässt sich der Rückschluss zu, dass durch die Vasokonstriktion netto mehr saure Valenzen im Gewebe zurückgehalten, als durch die kälteinduzierten Stoffwechselreduktionen eingespart werden.

4.2. Ergebnisse

4.2.1. Veränderung der Kurvenverläufe im Kälteversuch

In der vorliegenden Studie werden EMG - Kurven erzeugt, deren Verläufe durch Anwendung isometrischer Kraft, auf dem Niveau von 30% der Maximalkraft, gehalten bis zur Ermüdung, entstehen.

Die zwei erhobenen Parameter Root mean square (RMS) und Turns (t) zeigten über die Zeit aufgetragen stets folgenden Verlauf:

Die RMS-Kurve steigt an, während die turns - Kurve einen stetigen Abfall aufweist.

Ähnlich aufgebaute Studien weisen nahezu regelmäßig Ergebnisse auf, die in die gleiche Richtung hin zielen [Arendt – Nielsen et al. 1988, Bigland – Ritchie et al. 1981, Brody et al. 1991, Crenshaw et al. 1997, Eberstein et al. 1985, Gerdle et al. 1994, Eberstein et al. 1985, Humphreys et al. 1963, Kogi et al. 1968, Krause et al. 1996, Krogh – Lund et al. 1991 und 1993, Lind et al. 1979, Linssen et al. 1992, Löscher et al. 1994, Magyarosy et al. 1998, Petrofsky et al. 1978, 1979 und 1985, Viitasalo et al. 1977, Winkel et al. 1991, Zwarts et al. 1988]. Interessanterweise finden sich auch Literaturhinweise, die das anfängliche Absinken der RMS-Kurve, bevor diese dann endgültig kontinuierlich ansteigt, beschreiben [Bertram et al. 1995, Falck et al. 1986, Linssen et al. 1992]. Viele Autoren haben einen weiteren Parameter untersucht, die Muscle Fibre Conduction Velocity (MFCV) [Abramson et al. 1966, Arendt – Nielsen et al. 1985 und 1988, Bigland – Ritchie et al. 1981 und 1983, Brody et al. 1991, Broman et al. 1985, Eberstein et al. 1985, Goozen 1990, Haekkinen et al. 1983, Humphreys et al. 1963, Juel 1988, Kogi et al. 1968, Krogh – Lund et al. 1991 und 1993, Linssen et al. 1992, Masuda et al. 1999, Mucke 1989, Petrofsky et al. 1980, Zwarts et al. 1987 und 1988]. Diese korreliert gleichsinnig mit der Frequenz und gegensinnig zur Amplitude des EMG. Sie stellt einen direkten Parameter für die sarkolemmale Erregbarkeit dar [Arendt – Nielsen et al. 1988, Beliveau et al. 1992, Bigland – Ritchie 1981 und 1983, Brody et al. 1991, Brody et al. 1991, Krogh – Lund et al. 1991 und 1993, Zwarts et al. 1987 und 1988] und ist somit ein sensitives elektromyographisches Zeichen für die Integrität der Membran des Muskels [Meigal et al. 1993]. Es wird postuliert, dass das Ausmaß der MFCV-Änderung von der angewandten Kraft abhängt. Bei MVC-Werten bis zu 30% rühren die im EMG aufgezeichneten Änderungen überwiegend von neuronalen Mechanismen her [Krogh – Lund et al. 1991 und 1993, Löscher et al. 1994, Zwarts et al. 1988]; erst ab einer MVC von über 30-40%, wohl auch durch das Sistieren des kapillären Blutflusses im Muskel [Guyton 1986, Humphreys et al. 1963, Zwarts et al. 1988], werden die Kurvenverläufe durch lokale metabolische Veränderungen und Ionenverschiebungen im Muskel beeinflusst [Beliveau et al. 1992, Brody et al. 1991, Denys 1991, Eberstein et al. 1998, Falck et al. 1986, Falck et al. 1991, Lang 1986, Linssen et al. 1992]. Bei einer Fortsetzung der vorliegenden Studienreihe könnte die Aufzeichnung der MFCV gegebenenfalls zusätzlich Informationen zu Vorgängen auf Membranebene liefern. Auf welche neurophysiologischen Vorgänge im Muskel lassen die Kurvenverläufe nun schließen?

Während des Ermüdungsvorgangs versucht der Muskel ein Nachlassen der Kraft zu verhindern und greift zum Einen zum (Kompensations-) Mechanismus der Rekrutierung weiterer und größerer motorischer Einheiten [Beliveau et al. 1992, Bertram et al. 1995, Bigland – Ritchie et al. 1993, De Luca 1984, Fischer et al. 2000, Hanson et al. 1971, Haekkinen et al. 1983, Holewijn et al. 1992, Jessop et al. 1977, Krogh – Lund et al. 1991, 1992 und 1993, Lännergren et al. 1986, Linssen et al. 1992, Löscher 1994, Magyarosy et al. 1998, Milner – Brown et al. 1974, Moritani et al. 1984, Petrofsky et al. 1979 und 1980]. Zum Anderen wird der ermüdungsbedingte Abfall der MFCV durch Synchronisierung der motorischen Aktionspotentiale aufzufangen versucht [Arendt – Nielsen et al. 1988, Bertram et al. 1995, Bigland – Ritchie et al. 1981, Eberstein et al. 1985, Falck et al. 1986, Humphreys et al. 1963, Jessop et al. 1977, Johnes et al. 1979, Kogi et al. 1968, Krogh – Lund et al. 1991 und 1993, Lang 1986, Milner – Brown et al. 1974, Moritani et al. 1986, Lateva 1988, Linssen et al. 1992, Löscher et al. 1994, Petrofsky 1979, Westerblad et al. 1986]. Da die Frequenz, hier durch den Parameter der Turns repräsentiert, proportional zur Muskelkraft ist [Bigland – Ritchie et al. 1980], scheint es logisch, dass der ermüdungsbedingte Kraftverlust über die Zeit, durch das Heranziehen weiterer motorischer Einheiten ausgeglichen werden muß. Wie bereits oben beschrieben, tritt bei unserer und auch ähnlichen Studien ein kleiner initialer Abfall der RMS in vielen der Einzelkurven auf [Bertram et al. 1995]. Dies wird durch eine anfängliche Polyphasizität der Motor-Unit-Aktions-Potentiale (MUAP) erklärt [Bertram et al. 1995, Falck et al. 1986, Lang 1986]. Zu einem kontinuierlichen Anstieg der Kurve kommt es erst ab einer beginnenden Synchronisation der Aktionspotentiale. Verstärkt wird dieser Effekt noch durch eine verlängerte Kanalöffnungszeit der Membranjonenkanäle, was, wie bereits oben beschrieben, durch Anwendung von Kälte induziert werden kann. Dies könnte ein Erklärungsansatz sein, wieso die RMS-Kurve unter Kälteinfluß höhere Werte erreicht. Insgesamt ist davon auszugehen, dass wohl beide Effekte, also Rekrutierung und Synchronisation, von Nöten sind, um letztlich einen Anstieg der RMS-Kurve zu verursachen.

Welchen Effekt hat nun die Kälteanwendung auf die beschriebenen Kurvenverläufe, respektive auf die Vorgänge im Muskel während submaximal gehaltener isometrischer Muskelanspannung? Eine große Anzahl von Autoren liefert dabei in Studien mit ähnlichem Aufbau, Ergebnisse, die in die gleiche Richtung weisen:

Durch Kälteapplikation erreicht die RMS-Kurve höhere Niveaus, während die turns-Kurve in der Regel eine weitere Absenkung der Werte im gesamten Verlauf erfährt. [Bertram et al. 1995, Falck et al 1986, Fischer et al. 2000, Holewijn et al. 1992, Kogi et al. 1968, Krause et al. 1996 und 2001, Lang 1986, Lind et al. 1979, Magyarosy et al. 1998, Mucke et al. 1996, Petrofsky et al. 1979, 1980 und 1982, Oksa et al. 1995, Rissanen et al. 1996, Viitasalo et al. 1977, Winkel et al. 1991].

Jedoch sind auch gegenläufige Ergebnisse zu finden [Linssen et al. 1992, Petrofsky et al. 1980]. Auf der Suche nach plausiblen Gründen dafür fiel zwar auf, dass beide Studien Wasser als kühlendes Medium direkt angewandt hatten, jedoch bleibt ein logisch begründbarer Zusammenhang des inversen Verhaltens der Kurven im Unklaren.

Bleibt nun also, die in unserer Studie gewonnenen Ergebnisse mit neurophysiologischen Erklärungsmodellen in Verbindung zu bringen. Der Versuch, einen monocausalen Zusammenhang zwischen Kälteapplikation und Veränderung des Kurvenverlaufes, herbeizuführen, wurde nicht weiterverfolgt, da wie bereits oben erwähnt, stets mehrere Faktoren auf verschiedenen Ebenen, den Muskeltonus beeinflussen, wie lokale Mechanismen, z.B. metabolische Vorgänge und vasomotorische Effekte und die übergeordnete neuronale Steuerung. Da steht zum einen das γ -System, dessen Empfindlichkeit durch Kälte deutlich gesenkt wird. Hierauf nimmt über den Regelkreis des α - und γ -motorischen Systems die Feuerungsrate der α -Motoneuronen ab, was zu einem Abfall der Frequenz, bzw. der MFCV führt. Somit müssen physiologische Kompensationsmechanismen, die typischerweise unter Ermüdungsbedingungen derart auftreten, wie Rekrutierung und Synchronisation in verstärktem Ausmaß angestoßen werden, damit der Muskel die erforderliche Kraft über die Zeit dennoch liefern kann. Zum anderen wird diese „Membranträgheit“, die zu diesem Phänomen führt, auch durch rein lokal-metabolische Komponenten verursacht. Durch Kälteapplikation kommt es zu einem Absinken der Enzymaktivität, was u.a. zu einer Reduktion der Acetylcholin-Hydrolyse führt; durch gleichzeitige Verlängerung der Kanalöffnungszeiten an der Membran, kommt es zu einer Verlängerung der Depolarisationszeit über der Membran. Durch das Sistieren oder die Verlangsamung des Blutflusses durch Kälteeinwirkung,

werden saure Valenzen im Intra –wie im Extrazellulärraum zurückgehalten, was ebenfalls zu einer Reduktion der Membranleitgeschwindigkeit führt.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass alle Komponenten sich in einer gemeinsamen Endstrecke, nämlich in der Herabsetzung der MFCV treffen, was die Mechanismen der Rekrutierung und der Synchronisation triggert, um dem ermüdungsbedingten Kraftabfall entgegen zu wirken. Die Kälte hat die Wirkung viele diese Einzelkomponenten so zu beeinflussen, das die beiden angesprochenen muskulären Kompensationsmechanismen noch stärker als ohne Kälteeinfluss angestoßen werden müssen.

4.2.2. Veränderung der muskulären Ausdauer im Kälteversuch

Im Versuch konnte gezeigt werden, dass die Einwirkung von Kälte die muskuläre Ausdauer im vorgegebenen Kraftbereich von 30% der Maximalkraft deutlich steigert. Dies ist sowohl durch die Berechnung der p – Werte im angewandten Student – T-Test, wie auch in der graphischen Darstellung gut erkennbar.

Es soll daher auch hier untersucht werden, ob dieses Ergebnis mit der derzeitigen vorhandenen Literatur in Einklang zu bringen ist und ob auch hier physiologische Erklärungsmodelle vorliegen.

Die Ermüdung der Muskels ist ein Phänomen, das sich auf allen Ebenen zwischen dem motorischen Cortex und der einzelnen Muskelfaser abspielt [*Westerblad 1996*]; sie ist der Vorgang, der bei einer vorgegebenen Kraftbelastung nicht unendlich lange aufrecht erhalten werden kann. Im o.g. Rahmen kann eine zentrale und periphere Ermüdung unterschieden werden [*Ikai 1967, Bigland – Ritchie 1986*]; diese können sowohl einzeln, wie auch gleichzeitig miteinander auftreten [*Asmussen 1978 und 1979, Giroux et al. 1990*].

Die Zeitdauer einer isometrischen Kontraktion ist nun von mehreren Faktoren abhängig, wie z.B.:

- 1) Kontraktionskraft
- 2) Temperatur

Zu 1)

Die Kontraktionskraft eines Muskels hat einen erheblichen Einfluss auf dessen Kontraktionsdauer; vermutlich stellt sie einen Hauptfaktor dafür dar. Eine MVC von 8% kann beispielsweise durchschnittlich eine Stunde lang gehalten werden [Hagberg et al. 1981], hingegen eine 50%-ige MVC kann nur 89 +/- 27 Sekunden lang aufgebracht werden [Häkkinen et al. 1983]. Die mittlere Ausdauerzeit ohne Kälteanwendung bei 30% der Maximalkraft betrug im vorliegenden Versuch im Mittel 177,3 Sekunden. Nach Applikation von Kälte war es den Probanden möglich, die geforderte Kraft 206,7 Sekunden – also 29,4 Sekunden länger – die Kraft zu halten. Einerseits scheint dieses Verhalten von der Qualität der Muskelfasern abzuhängen, aus denen der untersuchte Muskel besteht, denn Typ IIb – Fasern werden schneller entglykosiliert als Typ I - bzw. Typ IIa – Fasern [Linssen et al. 1993], andererseits spielt der intramuskuläre Druck scheinbar eine sehr große Rolle zu spielen. Übersteigt dieser nämlich den kapillären Perfusionsdruck der Muskulatur, kommt es zunehmend zu einer muskulären Ischämie [Bonde – Petersen et al. 1975 und 1981]. Die Muskulatur erreicht schneller eine anaerobe Stoffwechsellage, zusätzlich werden die dabei entstehenden sauren Valenzen langsamer abtransportiert, was zu einem zunehmenden pH – Abfall führt. Der stattfindende pH – Abfall geht mit einer Kontraktionsschwäche einher [Petrides et al. 1997].

Zu 2)

Die Temperatur in der Muskelphysiologie scheint über ein Optimum zu verfügen, welches bei 27°C zu liegen kommt [Clarke et al. 1958]. In Temperaturbereichen über dieser Marke kommt es zur Verkürzung der Kontraktionszeit [Asmussen et al. 1989, Edwards et al. 1972, Clarke et al. 1959], die durch eine Beschleunigung der Metabolismus mit folglich Anreicherung saurer Stoffwechselprodukte, hervorgerufen wird.

Schlussfolgerung:

Vermutlich hat man sich durch die Kälteapplikation in der zu untersuchenden Muskelschicht diesem Optimum, im Vergleich zum Versuch ohne Kälteanwendung, angenähert.

5. Zusammenfassung

Hintergrund

Die Applikation von Kälte stellt seit dem Altertum in der Medizin ein wichtiges Therapeutikum dar. Neben klinisch empirisch bekannten Effekten wie Analgesie, Entzündungshemmung und Abschwellung, erkannte man auch immer eine Wirkung auf den Muskeltonus. Um diese Wirkung objektiv darstellen zu können, steht das OEMG als modernes Untersuchungsverfahren zur Verfügung. In der vorliegenden Arbeit war es möglich das Amplituden – und Frequenzverhalten der Skelettmuskulatur bei isometrischer Muskelaktivität von 30% der individuell ermittelten Maximalkraft, bis zur endgültigen Ermüdung hin zu studieren. Durch den mit in die Studie einbezogenen Faktor der Ermüdung, war es nun auch möglich das Ausdauerverhalten der o.g. Muskulatur zu testen, was neben der mittlerweile gut etablierten Untersuchung der OEMG – Parameter RMS (Amplitude) und turns (Frequenz), einen neuen Aspekt im vorliegenden Versuch darstellt. Für die Versuchsreihe wurde ein eigens dafür entwickeltes Handdynamometer eingesetzt, über welches die geforderte konstante Kraft kontrolliert werden konnte. Zeitgleich wurden die o.g. Versuchsparameter aufgezeichnet.

Versuchsaufbau

An der Studie nahm ein Probandenkollektiv von 30 Personen teil (davon 19 Frauen, 11 Männer, Durchschnittsalter 27,5 Jahre). Jeder der Probanden nahm sowohl am Versuch mit Kälteapplikation, wie auch am Kontrollversuch mit einer temperaturneutralen Packung teil. Bei beiden Versuchen wurde das gleiche Zeitschema eingehalten.

Zunächst wurde die Maximalkraft der Probanden ermittelt; 30% davon waren dann die im Versuch geforderte Kraft, die gegen den Widerstand des Handdynamometers gehalten werden sollte. Zunächst erfolgte stets eine Messung zu Standardbedingungen, also ohne Applikation. Mit der so entstandenen Kurve wurden jeweils die unter Applikation erzeugten Kurven verglichen. Dem Standardversuch folgte dann jeweils 20 Minuten Applikation eines Eis–Wasser–Gemischs (Versuch) bzw. einer temperaturneutralen Packung (Kontrollversuch). Die Probanden waren dazu angehalten stets bis zur vollständigen muskulären Ermüdung den Versuch durchzuführen. Die gewonnenen Werte der RMS und turns über die Zeit, sowie die

Ausdauerzeiten wurden durch den gepaarten Student – T – Test einer statistischen Auswertung zugeführt.

Ergebnisse

Die Kälteapplikation führte bei dem RMS – Werten zu einem Anstieg gegenüber den Werten der Standardkurve, bei den turns jedoch zu einem Abfall. In beiden Fällen divergieren die Kurven im Zeitverlauf stets weiter auseinander, jedoch können nur gegen deren Ende schwachsignifikante Unterschiede im Vergleich zur Standardkurve ermittelt werden. Die Lage der Kurven zueinander bezüglich der y-Achse entsprechen dem Effekt der Kälteanwendung, der Kurvenverlauf bezüglich der x-Achse zeigt den Ermüdungseffekt der isometrischen Muskelaktivität.

Im Bereich der Ausdauerzeiten war ein hochsignifikanter Anstieg nach Kälteanwendung auszumachen. Während im Standardversuch wie in der Kontrolle nahezu ähnliche Werte erreicht wurden, verlängerte sich die muskuläre Ausdauerzeit unter Kälteapplikation deutlich.

Folgerung

Wie bereits aus vorhergehenden Studien bekannt, kommt es bei ermüdender Muskelaktivität zu Kompensationsmechanismen wie der Synchronisation der Aktionspotentiale und zur Rekrutierung weiterer motorischer Einheiten, welche dazu dienen die geforderte Kraft weiterhin aufzubringen. Der Kraftverlust spiegelt sich im Abfallen der turns - Kurve, wobei die RMS - Kurve durch ihren Anstieg die o.g. Mechanismen anzeigt.

Durch Kälteapplikation kommt es über eine Herabsetzung der Empfindlichkeit des γ -Systems, per Regelkreis zu einer Reduktion der Feuerungsrate der α - Motoneurone, was zusätzlich durch eine zunehmende Membranträgheit, Abnahme der Acetylcholin-Hydrolyserate und einer pH – Wert - Abnahme, die durch die kälteinduzierte Vaso-konstriktion und dem damit verbundenen verzögerten Abtransport saurer Valenzen bedingt ist, verstärkt zu einer Abnahme der Entladungsfrequenz an der Muskulatur führt. Daher ist es nötig, Kompensationsmechanismen wie die o.g. Synchronisation und Rekrutierung intensiver als unter Standardbedingungen anzustoßen. Vielleicht darf man aber diese Mechanismen nicht als Kompensation, sondern als Ökonomisierung der Muskelarbeit ansehen, wodurch die dadurch deutlich erhöhte Ausdauerleistung als Optimierung durch den Faktor Kälte betrachtet werden kann.

6. Literaturverzeichnis:

- 1 Abramson, D.J.; Bell, Y.; Tuck, S., Jr.; Mitchell, R.; Chandrassekharappa, G.
Changes of bloodflow, oxygen uptake and tissue temperature produced by therapeutic physical agents: III Effect of indirect or reflex vasodilatation
Am J Phys Med 1961, 40 : 5 – 13
- 2 Abramson, D.J.; Chu, L.S.W.; Tuck, S., Jr.; et. al.
Effect of tissue temperature and bloodflow on motor nerve conduction velocity
JAMA 1966, 198 : 1082 – 1088
- 3 Aratow, M.; Ballard, R.E.; Crenshaw, A.G.; Styf, J.; Watenpaugh, D.E.; Kahan, N.J.; Hargens, A.R.
Intramuscular pressure and electromyography as indexes of force during isokinetic exercise
J Appl Physiol 1993, 74 : 2634 – 2640
- 4 Arendt – Nielsen, L.; Mills, K.R.
Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal contractions of human quadriceps
Eur J Appl Physiol 1988, 58 : 20 – 25
- 5 Arendt – Nielsen, L.; Mills, K.R.
The relationship between mean power frequency of the EMG – spectrum and muscle fibre conduction velocity
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1985, 60 : 130 – 134
- 6 Asmussen, E.
Muscle fatigue
Med and science in sports 1979, 11 : 313 – 321
- 7 Asmussen, E.
A central nervous component in local muscular fatigue
Eur J Appl Physiol 1978, 38 : 9 – 15
- 8 Badier, M.; Guillot, C.; Lagier – Tessonier, F.; Jammes, Y.
EMG spectrum of respiratory and skeletal muscles during static contraction in healthy man
Muscle & Nerve 1993, 16 : 601 – 609
- 9 Baldissere, F.; Hutborn, h.; Illert, M.
Integration in spinal neuronal systems.
In : Brooks, V.B. (Ed.) Handbook of physiology, section I : The nervous system, Vol. 2 , Motor control, Part 1, 1981. Pp. 508 – 595, American Physiological Society, Bethesda
- 10 Basford, J.R.
Physical agents and biofeedback
In : Rehabilitation medicine, 1988, Chapter 13 : 257 – 271

- 11 Beliveau, L.; Van Hoecke, J.; Garapon – Bar, C.; Gaillard, E.; Herry, J.P.; Atlan, P.; Boussiou, P.
Myoelectrical and metabolic changes in muscle fatigue
Int J Sports Med 1992, 13 : 153 – 155
- 12 Bell, D.G.
The influence of airtemperatur on the EMG force relationship of the quadriceps
Eur J Appl Physiol 1993, 67 : 256 – 260
- 13 Bell, K.R.; Lehmann, J.F.
Effects of cooling on H – and T – Reflexes in normal subjects
Arch Phsy Med Rehabil 1987, 68 : 490 – 493
- 14 Bertram, M.F.; Niskida, T.; Minieka, M.; Janssen, J.; Levy, Ch.E.
Effect of temperature on motor unit action potentials during isometric contraction
Muscle & Nerve 1995, 18 : 1443 – 1446
- 15 Bigland – Ritchie, B.; Donovan, E.F.; Foussos, C.S.
Conduction velocity and EMG power density changes in fatigue of sustained maximal efforts
J Appl Physiol 1981, 51 : 1300 – 1305
- 16 Bigland – Ritchie, B.; Donovan, E.F.; Roussos, C.S.
Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts
J Appl Physiol : Resp Environ Exercise Physiol 1981, 51 (5) : 1300 – 1305
- 17 Bigland – Ritchie, B.; Kukulka, C.G.; Woods, J.J.
Surface EMG and force relation in human muscles of different fibre composition
J Physiol Lond 1980, 308 : 103 – 104
- 18 Bigland – Ritchie, B.; Rice, C.L.; Vollmer, T.
Neuromuscular properties and fatigue responses in patients with multiple sclerosis.
In : Dengler, R. (Ed.) The motor unit, 1989. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
- 19 Bigland – Ritchie, B.R.
Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions : central and peripheral factors
J Appl Physiol 1986, 61 : 421 – 429
- 20 Bigland – Ritsjie, B.; Johanson, R.; Lippold, O.C.J; Woods, J.J
Changes in muscle contractile properties and neutral control during human muscular fatigue
Muscle & Nerve 1983, 7 : 691 – 699
- 21 Bigland, B.; Lippold, O.C.
Relationship between force, velocity and integrated activity in human muscle
J Physiol 1954, 123 : 214 – 224
- 22 Bloom, W.; Fawcett. D.W.
A textbook of histology
1986, 11th edition, W.B. Saunders, Philadelphia

- 23 Bonde Petersen, F.
Local muscle blood flow and sustained muscle contractions of human arm and back muscles
Eur J Appl Physiol 1975, 34 : 43ff
- 24 Bonde Petersen, F.
Blood flow in red and white calf muscles in cat during isometric and isotonic exercise
Acta Physiol Scand 1981, 112 : 243ff
- 25 Brody, L.R. ; Pollock, M.T. ; Roy, S.H.; De Luca, C.J.; Celli, B.
PH – induced effects on median frequency and conduction velocity in myoelectric signal
J Appl Physiol 1991, 71 : 1878 – 1885
- 26 Broman, H.; Bilotto, G.; De Luca, C.
Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters : influence of force and time
J Appl Physiol 1985, 58 : 1428 – 1437
- 27 Brooks, V.B.
The neural basis of motor control
Oxford Univ. Press, 1986, Oxford
- 28 Carlson, F.D.; Wilkie, D.R.
Muscle physiology
1971, Prentice-Hall, Englewood Cliffs
- 29 Chan, A.K.; Siegelmann, R.A.; Guy, A.W.; Lehmann, J.F.
Calculation by the method of finite differences of the temperature distribution in layered tissues
IEEE Trans Biomed Eng BME 1973, 20 : 86 – 90
- 30 Christenssen, H.; Fugelsang – Fredeicksen, A.
Quantitative surface EMG during sustained and intermitted submaximal contractions
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1988, 70 (3) : 239 – 247
- 31 Clarke, R.S.J.; Hellon, R.F.R., Lind A.R.
The duration of sustained contraction of the human forearm at different muscle temperatures
J Physiol 1958, 143 : 454 – 463
- 32 Close, R.; Hoh, J.F.T.
Influence of temperature on isometric contractions of rat skeletal muscle
Nature 1968, 217 : 1179 – 1180
- 33 Coles, D.R.; Cooper, K.E.
Hyperaemia following arterial occlusion in the warm and cold human forearm
J Physiol 1959, 145 : 241 – 247
- 34 Crenshaw, A.G.; Karlsson, S.; Gerdle, B.; Friden, J.
Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low – versus high – level isometric contractions to fatigue
Acta Physiol Scand, 1997. 160 : 353 – 361

- 35 De Luca, C.J
Physiology and mathematics of myoelectrical signals
IEEE Trans Biomed Eng 1979, 26 : 313 – 325
- 36 De. Luca, C.
Use of surface EMG-Signal for performance evaluation of back muscles
Muscle & Nerve 1993, 16 : 210 – 216
- 37 De. Luca, C.J.
Myoelectrical manifestations of localised muscular fatigue in humans
CRC Crit Review Bioeng 1984, 11 : 251 – 279
- 38 Denys, E.
The influence of temperature in clinical neurophysiology
Muscle & Nerve 1991, 14 : 795 – 811
- 39 Don Tigny, R.L.; Sheldon, K.W
Simultaneous use of heat and cold in the treatment of muscle and spasm
Arch Phys Med Rehabil 1962, 43 : 235 – 237
- 40 Dorfman, L.J.; Howard, J.E.; Mc Gill, K.C.
Influence of contractile force on properties of motor unit action potentials, an EMG analysis
J Neural Sci 1988, 86 : 125 – 136
- 41 Douglas, W.W.; Malcolm, J.L.
The effect of localized cooling on conduction in cat nerves
J Physiol 1955, 130: 53 – 71
- 42 Eberstein, A. ; Beattie, B.
Simultaneous measurements of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue
Muscle & Nerve 1985, 8 : 768 – 773
- 43 Eberstein, A. ; Beattie, B.
Simultaneous measurement of conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue
Muscle & Nerve 1985, 8 : 768 – 773
- 44 Eldred, E.; Lindley, D.F.; Buchwald, J.S.
The effect of cooling on mammalian muscle spindles
Exsp Neurol 1960, 2 : 144 – 157
- 45 Eric, H.; Hans, S.
Electromyography, force and relaxation time during and after continuous electrical stimulation of human skeletal muscle in situ
J Physiol Lond 1983, 339 : 33 – 40
- 46 Falck, B.; Lang, H.
Effects of temperature on motor unit potentials
Muscle & Nerve 1986, 9 : 573 – 574

- 47 Fallentin, N.; Joergensen, K.; Simonsen E.B.
Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions
Eur J Appl Physiol 1993, 67 : 335 – 341
- 48 Fischer, E.; Solomon, S.
In : Licht, S. (Ed.), Therapeutic heat and cold, 1965. 2nd Edition, Waverly Press Inc. Baltimore
- 49 Fischer, Th.; Walter, B.; Greulich, T.; Kleinschmidt, J.; Kröling, P.; Krause, K.H.; Magyarosy, I.
Zur Wirkung von thermosterapeutischen Massnahmen auf die Skelettmuskulatur mittels
Oberflächenmyographie.
Poster, Research-Festival 2000, Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern,
München
- 50 Franchimont, P.; Juchmes, J.; Lecomite, J.
Hydrotherapy mechanisms and indications
Pharmacol Ther 1983, 20 : 79 – 93
- 51 Freund, H.M.;
Motor units and muscle activity in voluntary motor control
Physiol Rev 1983, 63 : 387 – 436
- 52 Fuglevand, A.J.; Zackowski, K.M.; Huey, K.A.; Enoka, R.M.
Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal
forces
Biological Cybernetics 1993, 460 : 549 – 572
- 53 Gerdle, B.; Edström, M.; Rahm.
Fatigue in the shoulder muscles during static work at two different torque levels
Clin Physiol 1993, 13 : 469 – 482
- 54 Gerdle; B.; Karlsson, S.
The mean frequency of the EMG of the knee extensors in torque dependent both in fatigue in the
unfatigued states
Clin Physiol 1994, 14 : 419 – 432
- 55 Giroux, C.; Maton, B.
Surface EMG and motor unit activity of partially denervated human muscle during fatiguing
submaximal isometric contraction
Electromyography and Clin Neurophysiol 1990, 30 : 282 – 291
- 56 Goozen,; T.H.J.M.
Muscle fibre and motor action potentials. A biophysical basis for clinical electromyography
Thesis, Nijmegen, 1990, The Netherlands
- 57 Griffin, J.E.; Karselis, T.C.
Physial agents for physical therapists
1982, 2nd edition , Charles Thomas, Springfield Illinois
- 58 Guyton, A.C.
Muscle bloodflow during exercise; cerebral splanchnic and skin bloodflows, 1986. In: Textbook of
Medical Physiology, 7th Edition

- 59 Haekkinen, K.; Komi, P.V.
Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1983, 55 : 436 – 444
- 60 Hagberg, M.
Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise
J Appl Physiol 1981, 51 : 17
- 61 Häkkinen, K.; Komi, P.V.
Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force – and relaxation – time characteristics of human skeletal muscle
J Appl Physiol 1981, 51 : 1 – 7
- 62 Halvorson, I.; Thornhill, J.
Posterior hypothalamic stimulation of anesthetized normothermic and hypothermic rats evoked shivering thermogenesis
Brain Research 1993, 610 (2) : 208 – 215
- 63 Hanninen, O.; Airaksinen, O.; Karipokja, M.; Sihvonen, T.; Manninen, K.; Pekkarinen, H.
Online determination of anaerobic threshold with RMS-EMG
Biomed Biochim Acta 1989, 48 (5–6) : 493 – 503
- 64 Hanson, J.; Persson, A.
Changes in action potential and contraction of isolated frog muscle after repetitive stimulation
Acta Physiol Scand 1971, 81 : 340 – 348
- 65 Hardt, D.L.; Miller, L.C.; Stauber, W.T.
Effects of cooling on force oscillations during maximal voluntary eccentric exercise
Exp Neurol 1985, 90 : 73 – 80
- 66 Hartviksen, K.
Ice therapy in spasticity
Acta Scand Neurol 1962, 38 : 79 – 84
- 67 Hayes, K.W.
Manual for physical agents
1984, 3rd edition, medical school program in physical therapy, Northwestern University, Chicago
- 68 Hecht, P.J.; Bachmann, S.; Booth, R.E., et al.
Effects of thermal therapy on rehabilitation after total knee arthroplasty
Clin Orth 1983, 178 : 198
- 69 Herman, R.
The physiologic basis of tone, spasticity and rigidity
Arch Med Rehabil 1962, 43 : 108 – 114
- 70 Holiwijn, M.; Heus, R.
Effects of temperature on electromyogram at muscle function
Eur J Appl Physiol 1992, 65 (6) : 541 – 545

- 71 Hummelheim, H.; Mauritz, K.-H.
Neurophysical mechanisms of spasticity modification by physiotherapy
J Phys Med 1991, 58 : 161 – 165
- 72 Hummelsheim, H.; Mauritz, K.-H.
Neurophysiologische Grundlagen krankengymnastischer Übungsbehandlung bei Patienten mit zentralen Hemiparesen
Fortschr Neurol Psychiatr 1993, 61 : 208 – 216
- 73 Humphrey, D.R.; Freund, H.-J. (Eds.)
Motor control : concepts and issues
Wiley & Sons, 1991, Chichester
- 74 Humphreys, P.W.; Lind, A.R.
Bloodflow through active and inactive muscles of the forearm during sustained handgrip contractions
J Physiol Lond 1963, 166 : 120 – 135
- 75 Ikai, M.; Yabe, K.; Ischii, K.
Muskelkraft und muskuläre Ermüdung bei willkürlicher Anspannung und elektrischer Reizung des Muskels
Sportarzt und Sportmedizin 1967, 18 : 197ff
- 76 Illert, M.
Kapitel : Motorische Systeme.
In : Schmidt, R. (Ed.) : Sinnes und – Neurophysiologie. 1993. Springer – Verlag, Berlin, Heidelberg, New York
- 77 Illert, M.
Motorik - Bewegung und Haltung.
In : Deetjen, P.; Speckmann, E.-J. (Hrsg.), Physiologie, 1992. Urban & Schwarzenberg. München, S. 164 – 209
- 78 Jensen, B.; Joergensen, K.; Sjoegaard, G.
The effect of prolonged isometric contraction on muscle fluid balance
Eur J Appl Physiol 1994, 69 : 439 – 444
- 79 Jessop, J.; Lippold, O.C.J
Altered synchronisation of motor unit firing as a mechanism for long – lasting increases in the tremor of human muscles following brief and strong effort
J Physiol Lond 1977, 269 : 20
- 80 Johnes, D.A.; Bigland – Ritchie, B.; Edwards, R.H.T.
Excitation frequency and muscle fatigue : mechanical response during voluntary and stimulated contractions
Exp Neurol 1979, 64 : 401 – 413
- 81 Juel, C.
Muscle action potential propagation velocity changes during activity
Muscle & Nerve 1988, 11 : 714 – 719

- 82 Jurell, C.K.
Surface EMG and fatigue
Phys Med Rehabil Clin N Am 1998, 9 (4) 933 – 947
- 83 Kadefors, R.E.; Kaiser, E.; Petersen I.
Dynamic analysis of myopotential with special reference to muscle fatigue
Electromyography 1968, 8 : 39 – 74
- 84 Kandel, E.R. (Hrsg.)
Neurowissenschaften; eine Einführung
Abschnitt VII, Bewegung; Kapitel 27 : Muskeln und Muskelrezeptoren
Spektrum, Akademischer Verlag, 1995, Heidelberg, Berlin, Oxford
- 85 Kandel, E.R.; Schwartz, J.H; Jessel, T.M. (Eds.)
Principles of neural sciences
3rd edition. Elsevier, 1991, Amsterdam
- 86 Kenshalo, D.R. (Ed.)
Sensory function of the skin in humans
Plenum Press, 1979, New York, London
- 87 Kleinebeckel, D.; Klussmann, F.W.
Shivering in thermoregulation
Physiology and Biochemistry, edited by Schobaum, E. & Lomax, P; New York : Pergamon, 1991,
S. 235 – 253
- 88 Knight, K.L.
Circulation effects of therapeutic cold applications
In : Cryotherapy; Technique and Physiology. 1st edition, Chattanooga Corporation, Education
Division Chattanooga, 1985, p. 83 – 100
- 89 Kogi, K.; Hakamada, T
Slowing of surface EMG and muscle strength in muscle fatigue
Rep Inst Sci Labour Tokyo 1968, 60 : 27 – 41
- 90 Komi, P.V.; Buskirk, E.R.
Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface
electrodes
Electromyography 1970, 4 : 357 – 367
- 91 Körner, L.; Parker, P.; Almström, C.; Andersson, G.B.J.; Herberts, P.; Kadefors, P.; Palmerud, G.;
Zetterberg, C.
Relation of intramuscular pressure to the force output of myoelectric signal of skeletal muscle
J Orthop Res 1984a, 2 : 289 – 296
- 92 Kottke, F.J.; Lehmann, J.F. (E.d.)
Krusens handbook of physical medicine and rehabilitation
1990, 4st Edition, W.B. Saunders Co., Philadelphia

- 93 Kourinka, I.
Restitution of EMG spectrum after muscular fatigue
Eur J Appl Physiol 1988, 57 : 311 – 315
- 94 Krause, K.H.; Magyarosy, I.; Gall, H.; Ernst, E.; Schöps, P.
Effects of heat and cold application on turns and amplitude in surface EMG
Electromyogr Clin Neurophysiol 2001, 41 : 67 – 70
- 95 Krause, K.H.; Magyarosy, I.; Guggemoos, W.; Resch, K.L.; Ernst, E.
Effect of cold application on back muscles : objectivation with a modified surface EMG method
Eur J Neurol 1999, Vol 3, Suppl. 5
- 96 Krogh – Lund, C.: Joergensen, K.
Myoelectric fatigue manifestations revisited, power spectrum, conduction velocity and amplitude of human elbow muscles, during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction
Eur Appl J Physiol 1993, 66 : 161 – 173
- 97 Krogh – Lund, C.; Joergensen, K.
Changes in conduction velocity, mean frequency and root mean square – amplitude of the electromyogram during 25% voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance
J Eur Appl Physiol 1991, 63 : 60 – 69
- 98 Lang, H.
Effects of temperature on nerve conduction velocity and nerve action potential of human nerve
Muscle & Nerve 1986, 9: 573
- 99 Lännergren, J.; Westerbald, H.
Force and membrane potential during and after fatiguing, continuous high – frequency stimulation of single xenopus fibres
Acta Physiol Scan 1986, 128 : 359 – 368
- 100 Lateva, Z.C.
Dependence of quantitative parameters of the extracellular potential power spectrum on conduction, duration and asymmetry of action potentials
Electromyograph Clin Neurophysiol 1988, 28 : 191 – 203
- 101 Lehmann, F.J.
Therapeutic heat and cold
1982, 3rd edition, Williams & Wilkins, Baltimore
- 102 Lehmann, J.F. ; de Lateur, B.J.
Diathermy and superficial heat and cold therapy
In : Krusens handbook of physical medicine and rehabilitation. 3rd edition, W.B. Saunders, Philadelphia, 1982, p. 275 – 350
- 103 Lin, L.D.; Murray, G.M.; Sessle, B.J.
The effect of cold block of the primate face primary somatosensory cortex on performance of trained tongue-protrusion task and biting task
J Neurophysiol 1993, 70 (3) : 985 – 996

- 104 Lind, A.R.; Petrofsky, J.S.
Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions
Muscle & Nerve 1979, 2 : 257 – 264
- 105 Linssen, O.C.J.; Redfarn, J.W.T.; Vuco, J.
The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle
J Physiol 1993, 16 : 849 – 856
- 106 Linssen, W.; Stegemann, D.F.; Joosten, E.M-G. et al.
Variability and interrelationship of surface EMG; parameters during local muscle fatigue
Muscle & Nerve 1993, 16 : 849 – 856
- 107 Linssen, W.H.J.P.; Jacobs, M.; Stegeman, D.F.; Joosten, E.M.G.; Moleman, J.
Muscle fatigue in Mc Ardle's disease. Muscle fibre conduction velocity and surface EMG
frequency spectrum during ischaemic exercise
Brain 1990, 113 : 1779 – 1793
- 108 Linssen, W.H.j.P.; Stegeman, D.F.; Joosten, E.M.G.; van't Hof, M.A.; Brinkhorst, R.A.;
Notermans, S.L.H.
Variability and interrelationship of surface EMG parameters during local muscle fatigue
Muscle & Nerve 1992, 16 : 849 - 856
- 109 Lippold, O.; Nicholle, J.; Redffearm, J.
A study of afferent discharge produced by cooling of mammalian muscle spindles
J Physiol Lond 1960, 153 : 218 – 231
- 110 Lippold, O.C.J.; Redfarn, T.W.T.; Vuco, J.
The influence of afferent and descending pathways on the rhythmic and arrhythmical components
of muscular activity in man and anaesthetized cat
J Physiol Lond 1959, 146 : 1-9
- 111 Lloyd, A.J.
Surface electromyography during sustained isometric contractions
J Appl Physiol 1971, 30 : 134 – 145
- 112 Loeb, G.E.; Gans, C.
Electromyography for experimentalists
1986, The University Press, Chicago
- 113 Löscher, W.N.; Cresswell, A.G.; Thorstensson, A.
Electromyographic responses of the human triceps surae and force tremor during sustained
maximal isometric plantar flexion
Acta Physiol Scand 1994, 152 : 73 – 82
- 114 Magyarosy, I.; Krause, K.H.; Fischer, Th.; Kaiser, S.; Gall.
Untersuchung zur Veränderung der Frequenz und der Amplitude im Oberflächen - EMG nach
thermotherapeutischen Reizen.
Poster, 1998. Gasteig Kulturzentrum München

- 115 Matthews, P.B.C.
Mammalian muscle receptors and the, their central actions
Arnold, 1972, London
- 116 Mecomber, S.a.; Herman, R.M.
Effects of local hyperaemia on reflex and voluntary activity
Phys Ther 51 : 271- 282
- 117 Meigal, A.Y.; Lupandin, Y.V.
Head and body positions affect thermoregulatory tonus in deltoid muscles
Fiziol Chel 1992, 12 : 75 – 78
- 118 Meigal, A.Y.; Lupandin, Y.V.; Kuzmina, G.I.
Electromyographic patterns of the thermoregulatory activity of motor units in the course of body cooling
Fiziol. Chel 1993, 19 : 106 – 114
- 119 Michlovitz, S.L.
Thermal agents in rehabilitation
1986, F.A. Davis, Philadelphia
- 120 Miglietta, O.
Action of cold on spasticity
Am J Phys Ther 1973, 52 : 198 - 205
- 121 Milner – Brown, H.S.; Stein, R.B.
The relation between the surface EMG and the muscular force
J Physiol Lond 1975, 246 : 549 – 569
- 122 Milner – Brown, H.S.; Stein, R.B.; Lee, R.G.
Synchronisation of human motor units : possible roles of exercise und supraspinal reflexes
Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1974, 38 : 245 – 254
- 123 Moritani, T.; Tanaka, H.; Yoshida, T.; Ishii, C.; Shindo, M.
Relationship between myoelectric signals and blood lactate during incremental forearm exercise
Am Phys Med 1984, 63 : 122 – 132
- 124 Moritano, T.; Muro, M.; Nagata, A.
Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue
J Appl Physiol 1986, 60 : 1179 – 1185
- 125 Mortitani, T.; Muro, M.; Nagata, A.
Intramuscular and surface electromyogramm changes during muscle fatigue
J Appl Physiol 1986, 60 : 1179 – 1185
- 126 Mucke, R.; Heuer, D.
Behaviour of EMG – parameters and conduction velocity in contractions with different muscle temperatures
Biomed Biochim Acta 1998, 48 (5–6) : 459 – 464

- 127 Nemeth, P.M.; Pette, D.; Vrbova, G.
Comparison of enzyme activities among single muscle fibres within defined motor units
J Physiol Lond 1981, 311 : 489 – 495
- 128 Newton, M.J.; Lehmkuhl, D.
Muscle spindle response to body heating and localized muscle cooling; implications for the relief of spasticity
J Amer Phys Med Ther Ass 1965, 45 : 91 – 105
- 129 Oksa, J.; Rintamaki, H.; Mäkinen, T.; Hassi, J.; Rusko, H.
Cooling-induced changes of muscular performance and EMG activity of agonist and antagonist muscles
Aviat Space Environ Med 1995, 66 (1) : 26- 31
- 130 Oksa, J.; Rintamaki, H.; Mäkinen, T.; Martikkala, V.; Rusko, H.
EMG-activity and muscular performance of lower leg during stretch-shortening cycle after cooling
Acta Physiol Scand 1996, 157 (1) : 1 – 8
- 131 Olson, J.E.; Stravino, V.D.
A review of cryotherapy
J Amer Phys Med Ther Ass 1972, 52 : 841 – 845
- 132 Parker, P.A.; Körner, L.; Kadefors, L.
Estimation of muscle force from intramuscular total pressure
Med Biol Eng Comput 1984, 22 : 453 – 457
- 133 Patla, A.E.; Hudgins, B.S.; Parker, P.A.
Myoelectrical signal as quantitative measure of muscle mechanical output
Med Biol Eng Comput 1982, 20 : 319 – 328
- 134 Peachey, L.D.; Adrian, R.H.; Geiger, S.R.
Skeletal muscle
1983, Handbook of Physiology, Vol. 10, American Physiological Society, Bethesda
- 135 Petrides, G.E.; Löffler, G.
Muskelgewebe
In : Physiologische Chemie. Löffler, G., Petrides, G.E. (Hrsg.)
Springer Verlag, 1997, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, S. 486 – 525
- 136 Petrofsky, J.S.; Lind, A.R.
The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustaining isometric contraction
Eur J Appl Physiol 1980, 44 : 189 – 200
- 137 Petrofsky, J.S.
Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer
Eur J Appl Physiol 1979, 41 : 1 – 15
- 138 Petrofsky, J.S.; Lind A.R.
The relation of body fat content to deep muscle temperature and isometric endurance in man
Clin Sci Mol Med 1975b, 48 : 405 – 412

- 139 Petrofsky, J.S.; Lind, A.R.
The influence of muscle temperature on the contractile characteristics on fast and slow twitch muscle in cat
Physiologist 1978, 21 : 91
- 140 Petrofsky, J.S.; Lind, A.R.
The frequency components of the surface EMG during static exercise
Eur J Appl Physiol 1979, 39 : 25 – 34
- 141 Pongratz, D.E.; Müller – Felber, W.
Morphology of normal and denerved skeletal muscle.
In : Dengler, R. (Ed.) The motor unit, 1989. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
- 142 Rau, G.; Disselhorst-Klug, C.; Silny, J.
Noninvasive approach to mototr unit characterisation: muscle structure, membrane dynamics and neurolnal control
J Biomech 1997, 30 (5) : 441 – 446
- 143 Reichmann, H.
Is the metabolic homogeneity in muscle fibres belonging to the same motor unit?
In : Denger, R. (Ed.) The motor unit, 1989. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
- 144 Ricker, K.; Hertel, G.; Stodiek, G.
Increased voltage of the muscle action potential of normal subjects after local cooling
J Neurol 1977, 216: 33 – 38
- 145 Rissanen,S.; Oksa, J.; Rintamaki, H.; Tokura, H.
Effects of leg covering in humans on muscle activity and thermal responses in cold environment
Eur Appl Physiol 1996, 73 (1 – 2) : 163 – 164
- 146 Rowe, M.; Willis,W.D., jr. (Eds.)
Development, organisation and processing in somatosensory pathways
Alan R. Liss, 1985, New York
- 147 Ruch, T.C.; Patton,H.; Towe, A.
Neurophysiology, 1965. W.B. Saunders Co., Philadelphia
- 148 Rüdel, R.
Kapitel : Muskelphysiologie.
In : Schmidt, R. (Ed.): Sinnes und – Neurophysiologie. 1993. Springer – Verlag, Berlin, Heidelberg, New York
- 149 Sadmoto, T.; Bonde – Petersen, F.; Suzuki, Y.
Skeletal muscle tension, flow, pressure and EMG during sustained isometric muscle contractions in human
Eur Appl Physiol 1983, 51 : 395 – 408
- 150 Schomburg, E.D.
Spinal sensimotor systems and their suprasinal control
Neurosci Res 1990, 7 : 265 – 340

- 151 Sjoegaard, G.
Muscle energy metabolism and electrolyte shifts during low - level prolonged static contraction in man
Acta Physiol Scand 1988, 134 : 181 – 187
- 152 Sjoegard, G.; Kiens, B.; Joergens, K.; Saltin, B.
Intramuscular pressure EMG and blood-flow during low-level prolonged static contraction in man
Eur Appl Physiol 1986, 128 : 475 – 484
- 153 Squire, J.M. (Ed.)
Molecular mechanisms in muscular contraction
Macmillan Press, Houndsmill, 1990, London
- 154 Struppler, A.
Stereoccephalotomie and control of the skeletal muscle tone
Stereotact Funct Neurosurg 1989, 52 : 205 – 218
- 155 Struppler, A.; Jahnke, M.T.
Some aspects of reflex and non-reflex muscle stiffness.
In : Dengler, R. (Ed.), The motor unit, 1989. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
- 156 Trnavsky, G.
Kryotherapie
1986. 2 Auflage, Pflaum – Verlag, München
- 157 Türker, K.S.
Electromyography: Methodical problems and issues
Phys Ther 1993, Vol. 73, Suppl. 10
- 158 Viitasalo, J.; Komi, P.
Signal characteristics of the EMG during fatigue
Eur J Appl Physiol 1977, 37 : 111 – 121
- 159 Voss, H.
Tabelle der absoluten und relativen Muskelspindelzahlen der menschlichen Skelettmuskulatur
Anat Anz 1971, 129 : 562 – 571
- 160 Wachholder, K.
Bewegung im Licht der elektrophysiologischen Untersuchung.
Ergebnisse der Physiologie 1928, 26 : 568
- 161 Westerblad, H.
Fatigue of single muscle fibres – commentary
Muscle & Nerve 1996, Suppl. 4, 3 – 5
- 162 Westerblad, H.; Lännergren, J.
Force and membrane potential during and after fatiguing, intermittent tetanic stimulations of single xenopus muscle fibres
A Physiol Scand 1986, 128 : 369- 378

- 163 Whitney, S.L.
Physical Agents: Heat and cold modalities
In : Scully, R.M.; Bames, M.R. , Physical Therapy. , Lippincott – Verlag, 1989, S. 844 – 875
- 164 Willis, W.D., jr.; Coggeshall, R.E. (Eds.)
Sensory mechanisms of the spinal chord
2nd edition, Plenum Press, 1991, New York, London
- 165 Wimmer, M.
Skriptum zum Studentenunterricht, Neurologie – Praktikum am Städtischen Krankenhaus
München – Harlaching
2000, Thema : EMG und NLG
- 166 Winkel, J; Jorgenson,K.
Significance of skintemperature changes in surface electromyography
Eur J Appl Physiol 1991, 63 : 345 – 348
- 167 Wright, V.; John, R.D.
Quantitative and qualitative analysis of joint stiffness in normal subjects and in patients with
connective tissue diseases
Ann Rheum Dis 1961, 20 : 36 – 46
- 168 Yang, J.F.; Winter, D.A.
Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions
Arch Phys Med 1983, 64 : 417 – 420
- 169 Yang, J.F.; Winter, D.A.
Electromyographic amplitude normalisation methods: improving their sensitivity as diagnostic tool
in gait analysis
Arch Phys Med Rehabil 1984, 65 : 517 – 521
- 170 Zipp, P.
Temperature dependend alterations of the surface EMG and ECG; an investigation of the
electrical transfer characteristics of the human skin
Eur J Appl Physiol 1997, 37 (4) : 275 – 288
- 171 Zwarts, M.J.; Arendt – Nielsen, L.
The influence of force and circulation on average muscle fibre conduction velocity during local
muscle fatigue
Acta Physiol Scand 1988, 128 : 475 – 484
- 172 Zwarts, M.J.; Van Weerden, T.W.; Haenen, H.T.M.
Relation between average muscle fibre conduction velocity and EMG power spectra during
isometric contraction, recovery and applied ischaemia
Eur. J Appl Physiol 1987, 59 : 212 – 216

7. Anhang

7.1. Abkürzungen

a	Jahr (lat. annus)
Ag	Silber
AgCl	Silberchlorid
AP	Aktionspotential
BMI	Body Mass Index = Gewicht (kg) : Größe (m) ²
EMG	Elektromyogramm
Hz.	Hertz, Maßeinheit
kg	Kilogramm, Maßeinheit
K	Kälte
Ko.	Kontrolle
M./Mm.	Musculus / Musculi
m	Meter , Maßeinheit
µV	Mikrovolt, Maßeinheit
MFCV	Muscle Fibre Conduction Velocity
MRV	Mean Rectified Voltage , mittlere Amplitude
MVA	Maximal Voluntary Activity , maximale Willküraktivität
MVC	Maximal Voluntary Contraction , maximale Willkürkontraktion
MUAP	Motor Unit Aktion Potential
MW	Mittelwert
NLG	Nervenleitgeschwindigkeit
OEMG	Oberflächenelektromyogramm
p	Wahrscheinlichkeit p
pH	pH-Wert , Maßeinheit für Säure
p-Wert	Signifikanzniveau
RMS	Root Mean Square , mittlere Amplitude
s	Sekunde , Maßeinheit
SD	Standard Devation , Standardabweichung
SE	Standard Error , Standardfehler des Mittelwerts
S	Standard

- t** Zeit (engl. time)
turns Frequenz der EMG - Ausschläge
V Versuch
VP Versuchsperson

7.2. Einzelergebnisse der Probanden

Die hier aufgeführten Zahlenwerte bilden die Basis zu den unter Kapitel 3 angegebenen Mittelwerten aus den Versuchen der Probanden 1 – 30 und den daraus erstellten Diagrammen.

VP	t	Standard		K		K - Ko.		Versuchsperson:
		RMS	Turns	RMS	turns	RMS	turns	
1	1	363	211	325	201	216	193	Name : B.F.
1	2	368	193	376	176	276	183	
1	3	264	192	286	176	224	171	Alter : 25 a
1	4	298	166	248	162	216	170	
1	5	293	154	295	166	187	162	Größe : 1,65 m
1	6	267	167	243	159	180	162	
1	7	322	156	253	154	240	156	Gewicht : 55 kg
1	8	326	144	318	134	288	153	
1	9	244	133	332	128	240	148	BMI : 20,2
1	10	330	129	234	125	198	149	
1	11	399	135	289	121	217	149	Geschlecht : w
2	1	182	194	320	218	260	204	Name : B.W.
2	2	174	187	264	205	257	176	
2	3	168	178	140	195	202	181	Alter : 27 a
2	4	163	177	207	192	168	176	
2	5	180	175	328	183	179	166	Größe : 1,75 m
2	6	166	173	314	172	160	167	
2	7	204	168	306	171	213	171	Gewicht : 63 kg
2	8	177	174	294	177	214	163	
2	9	230	159	329	160	183	160	BMI : 20,59
2	10	203	161	341	151	202	100	
2	11	151	160	288	137	191	163	Geschlecht : w

3	1	363	211	325	207	216	193	Name :	T. G.
3	2	368	193	378	174	276	183		
3	3	264	192	284	177	224	171	Alter :	23 a
3	4	298	166	249	168	216	170		
3	5	295	159	294	168	187	170	Größe :	1,68 m
3	6	269	166	244	178	180	162		
3	7	324	154	254	154	240	156	Gewicht :	58 kg
3	8	324	145	320	144	288	153		
3	9	243	134	340	127	240	148	BMI :	20,54
3	10	334	129	232	127	198	149		
3	11	395	142	289	121	217	149	Geschlecht :	w
4	1	242	206	130	165	212	223	Name :	C. L.
4	2	232	210	148	220	234	198		
4	3	212	214	129	217	182	197	Alter :	23 a
4	4	196	211	125	208	199	201		
4	5	195	205	130	212	208	191	Größe :	1,80 m
4	6	235	197	132	204	214	186		
4	7	219	206	173	192	249	188	Gewicht :	69 kg
4	8	204	207	172	183	220	176		
4	9	198	204	173	188	266	165	BMI :	21,47
4	10	198	195	196	175	251	160		
4	11	221	206	181	189	245	167	Geschlecht :	w
5	1	182	201	176	201	182	208	Name :	S.H.
5	2	176	177	189	187	176	179		
5	3	156	171	205	169	144	164	Alter :	25 a
5	4	155	167	168	164	132	160		
5	5	141	166	131	164	127	155	Größe :	1,93 m
5	6	131	165	146	157	148	163		
5	7	140	140	154	161	125	174	Gewicht :	80 kg
5	8	150	159	148	153	126	170		
5	9	150	169	149	153	118	153	BMI :	21,47
5	10	228	175	157	162	138	155		
5	11	228	167	127	167	125	149	Geschlecht :	w
6	1	254	271	335	244	238	215	Name :	U. L.
6	2	186	242	387	236	298	212		
6	3	155	236	373	208	201	191	Alter :	26 a
6	4	155	218	342	204	234	187		
6	5	213	227	399	202	325	190	Größe :	1,74 m
6	6	244	200	416	277	390	175		
6	7	219	194	474	199	276	181	Gewicht :	55 kg
6	8	250	184	349	199	379	194		
6	9	238	190	336	179	342	175	BMI :	18,17
6	10	321	191	437	172	316	183		
6	11	358	180	344	173	348	219	Geschlecht :	w

7	1	121	197	203	177	236	184	Name : A.G. Alter : 23 a Größe : 1,68 m Gewicht : 69 kg BMI : 24,45 Geschlecht : w
7	2	103	170	129	158	285	214	
7	3	93	166	114	167	253	181	
7	4	97	169	129	163	217	181	
7	5	125	167	118	162	238	176	
7	6	121	164	130	158	155	189	
7	7	138	165	130	156	241	184	
7	8	146	159	153	150	161	201	
7	9	185	169	141	160	256	188	
7	10	238	149	202	151	209	181	
7	11	233	148	133	150	268	185	
8	1	126	159	237	185	316	221	Name : S.H. Alter : 22 a Größe : 1,66 m Gewicht : 63 kg BMI : 22,87 Geschlecht : w
8	2	213	208	250	165	310	202	
8	3	210	178	258	142	326	177	
8	4	187	176	262	145	355	159	
8	5	188	170	217	139	458	145	
8	6	216	164	243	142	458	150	
8	7	288	178	244	144	120	138	
8	8	288	168	276	144	513	138	
8	9	289	165	364	134	444	141	
8	10	268	159	303	130	625	130	
8	11	232	162	330	140	417	131	
9	1	331	185	353	197	280	200	Name : A. H. Alter : 23 a Größe : 1,80 m Gewicht : 75 kg BMI : 23,15 Geschlecht : m
9	2	394	156	317	181	216	198	
9	3	321	150	216	146	220	180	
9	4	347	140	140	141	257	182	
9	5	282	132	182	137	219	160	
9	6	330	136	184	132	197	152	
9	7	416	130	224	138	250	136	
9	8	424	123	219	135	225	142	
9	9	434	120	223	139	250	128	
9	10	433	113	261	133	296	126	
9	11	352	116	287	130	250	120	
10	1	247	252	276	233	205	218	Name : A.A. Alter : 23 a Größe : 1,73 m Gewicht : 65 kg BMI : 21,72 Geschlecht : w
10	2	279	215	290	221	290	221	
10	3	252	186	277	192	282	231	
10	4	255	171	309	189	314	207	
10	5	223	162	265	193	243	202	
10	6	224	157	289	192	264	201	
10	7	249	166	332	180	296	190	
10	8	248	168	302	173	290	183	
10	9	356	164	336	173	321	165	
10	10	368	170	359	163	345	163	
10	11	368	161	319	153	249	156	
11	1	210	249	241	254	177	222	Name : S. P.

11	2	246	242	245	242	165	221	Alter : 23 a Größe : 1,73 m Gewicht : 65 kg BMI : 21,72 Geschlecht : w
11	3	281	248	272	229	198	210	
11	4	230	229	285	219	200	215	
11	5	228	231	188	235	135	196	
11	6	262	230	179	229	191	204	
11	7	109	202	202	224	141	194	
11	8	124	207	204	203	137	183	
11	9	154	221	188	233	147	195	
11	10	113	216	126	218	204	211	
11	11	158	216	211	206	146	187	
12	1	181	207	289	200	233	232	
12	2	127	199	216	198	204	208	Alter : 29 a Größe : 1,80 m Gewicht : 67 kg BMI : 20,68 Geschlecht : m
12	3	142	197	226	187	167	186	
12	4	143	198	192	205	148	178	
12	5	156	200	232	197	154	176	
12	6	142	199	262	169	138	180	
12	7	141	195	284	179	150	170	
12	8	230	192	277	177	167	177	
12	9	182	190	302	167	134	181	
12	10	194	181	315	168	167	174	
12	11	197	148	383	153	234	163	
13	1	100	194	140	233	133	183	
13	2	81	175	121	206	122	172	Alter : 38 a Größe : 1,82 m Gewicht : 81 kg BMI : 24,45 Geschlecht : m
13	3	86	176	112	189	130	164	
13	4	89	170	130	199	121	166	
13	5	89	171	126	180	123	154	
13	6	88	173	147	185	107	172	
13	7	97	179	187	191	151	164	
13	8	99	173	216	190	135	174	
13	9	111	170	224	195	170	177	
13	10	122	184	269	200	134	175	
13	11	145	192	273	173	151	164	
14	1	105	179	242	171	147	188	
14	2	148	198	239	164	204	170	Alter : 24 a Größe : 1,72 m Gewicht : 68 kg BMI : 22,99 Geschlecht : m
14	3	145	186	197	145	170	155	
14	4	125	176	201	151	161	157	
14	5	130	191	208	148	228	144	
14	6	124	184	178	158	223	147	
14	7	134	179	198	146	204	148	
14	8	154	174	192	150	210	138	
14	9	133	171	182	148	227	134	
14	10	119	160	146	146	245	139	
14	11	160	161	126	132	180	92	
15	1	127	221	336	245	146	222	
15	2	130	213	282	209	167	104	

15	3	188	214	262	202	173	201	Alter : 24 a
15	4	156	204	319	190	182	200	
15	5	189	203	364	175	157	192	Größe : 1,78 m
15	6	188	210	479	150	234	192	
15	7	171	183	416	147	263	183	Gewicht : 73 kg
15	8	178	187	371	134	267	185	
15	9	230	188	437	127	236	158	BMI : 23,04
15	10	215	175	414	127	247	167	
15	11	224	179	416	132	262	157	Geschlecht : m
16	1	292	272	375	211	278	207	
16	2	273	246	331	204	272	264	Name : S. A.
16	3	192	224	244	184	300	225	
16	4	218	235	237	164	258	215	Alter : 24 a
16	5	227	218	266	171	259	212	
16	6	193	218	246	163	237	204	Größe : 1,82 m
16	7	211	203	262	179	239	207	
16	8	185	202	251	162	232	204	Gewicht : 82 kg
16	9	254	202	233	167	202	197	
16	10	226	202	246	167	200	198	BMI : 24,76
16	11	205	199	303	158	153	184	
17	1	101	188	118	217	171	222	Name : B. S.
17	2	85	193	102	227	127	219	
17	3	81	186	97	216	157	205	Alter : 24 a
17	4	76	185	88	214	157	214	
17	5	78	187	96	206	121	203	Größe : 1,70 m
17	6	75	179	91	202	132	201	
17	7	75	190	93	204	137	203	Gewicht : 55 kg
17	8	82	193	96	198	179	216	
17	9	82	188	87	192	140	199	BMI : 19,03
17	10	81	198	102	197	119	142	
17	11	82	194	95	194	104	113	Geschlecht : w
18	1	228	242	228	208	326	234	
18	2	211	235	171	184	296	215	Name : B. W.
18	3	235	198	183	172	258	192	
18	4	207	189	201	158	251	184	Alter : 19 a
18	5	202	179	229	152	268	183	
18	6	183	181	266	144	259	175	Größe : 1,69 m
18	7	226	177	260	141	269	170	
18	8	321	149	259	156	280	169	Gewicht : 56 kg
18	9	323	156	295	148	291	162	
18	10	370	167	342	143	274	159	BMI : 19,61
18	11	415	168	401	168	314	159	
19	1	156	191	184	184	122	174	Name : E. S.
19	2	133	189	137	179	135	173	
19	3	127	188	118	180	151	172	Alter : 24 a

19	4	128	177	106	180	127	164	Größe : 1,78 m Gewicht : 78 kg BMI : 24,62 Geschlecht : w
19	5	135	182	96	179	106	160	
19	6	145	176	110	177	142	164	
19	7	157	182	114	177	138	156	
19	8	167	188	133	172	146	164	
19	9	208	193	131	173	125	159	
19	10	271	195	121	171	136	164	
19	11	163	193	192	172	162	159	
20	1	229	253	305	263	264	272	
20	2	229	253	306	244	317	257	
20	3	240	221	320	233	401	223	
20	4	221	213	339	224	388	216	
20	5	243	211	347	215	293	224	
20	6	233	196	321	216	284	208	
20	7	392	187	237	210	274	216	
20	8	388	163	324	208	286	206	
20	9	411	168	541	208	479	195	
20	10	398	168	541	196	520	187	
20	11	583	180	279	103	285	104	
21	1	97	182	117	266	162	203	
21	2	100	183	151	227	145	208	
21	3	120	196	146	216	156	204	
21	4	117	189	157	205	145	206	
21	5	130	188	174	206	156	194	
21	6	125	183	170	202	153	186	
21	7	126	181	165	188	175	196	
21	8	133	173	185	196	164	198	
21	9	136	170	186	197	178	195	
21	10	131	173	189	198	192	203	
21	11	128	178	203	188	204	187	
22	1	112	222	164	179	88	210	
22	2	108	205	210	169	84	233	
22	3	116	206	194	177	88	241	
22	4	124	201	214	168	96	253	
22	5	128	199	210	169	106	248	
22	6	133	197	215	166	94	253	
22	7	152	198	238	154	99	252	
22	8	171	192	240	150	103	251	
22	9	187	181	253	167	103	234	
22	10	176	190	274	154	102	235	
22	11	184	192	237	153	105	229	
23	1	145	236	130	196	150	200	
23	2	143	235	131	210	141	240	
23	3	132	236	130	208	157	231	
23	4	118	235	113	207	169	220	

23	5	131	231	115	206	143	220	Größe : 1,70 m
23	6	135	242	124	199	165	212	
23	7	156	234	129	210	182	208	Gewicht : 60 kg
23	8	163	228	124	205	165	213	
23	9	169	229	133	201	148	208	BMI : 20,76
23	10	187	215	143	204	161	213	
23	11	151	209	133	200	174	212	Geschlecht : w
24	1	310	220	237	176	416	221	
24	2	271	197	272	194	416	211	Name : S. A.
24	3	269	194	223	200	416	193	
24	4	299	191	235	201	416	193	Alter : 23 a
24	5	376	189	250	203	625	177	
24	6	382	178	289	187	560	186	Größe : 1,70 m
24	7	347	178	278	185	581	179	
24	8	353	179	268	181	641	165	Gewicht : 54 kg
24	9	350	176	364	189	625	158	
24	10	479	170	380	171	708	155	BMI : 18,69
24	11	416	164	361	178	833	142	
24	11	416	164	361	178	833	142	Geschlecht : w
25	1	263	223	335	182	272	240	
25	2	216	198	364	141	267	238	Name : R. G.-P.
25	3	208	201	264	135	273	126	
25	4	227	190	269	122	241	222	Alter : 47 a
25	5	243	177	306	114	237	217	
25	6	198	164	286	115	224	221	Größe : 1,64 m
25	7	186	160	317	114	239	219	
25	8	194	160	290	160	274	218	Gewicht : 54 kg
25	9	207	162	275	108	272	206	
25	10	236	163	267	104	279	203	BMI : 20,07
25	11	240	167	234	90	324	140	
25	11	240	167	234	90	324	140	Geschlecht : w
26	1	110	175	143	197	95	140	
26	2	105	186	153	184	78	152	Name : N. W.
26	3	101	178	104	166	82	154	
26	4	92	176	107	172	89	163	Alter : 23 a
26	5	124	188	153	172	107	176	
26	6	108	186	137	172	111	173	Größe : 1,83 m
26	7	118	181	187	175	116	176	
26	8	137	185	151	161	113	173	Gewicht : 75 kg
26	9	160	126	117	162	115	260	
26	10	151	184	144	171	116	172	BMI : 23,15
26	11	180	173	149	172	117	164	
26	11	180	173	149	172	117	164	Geschlecht : w
27	1	134	234	141	261	240	247	
27	2	142	215	157	238	240	224	Name : T. P.
27	3	147	209	196	236	182	200	
27	4	181	200	208	228	154	193	Alter : 24 a
27	5	204	210	192	228	163	199	
27	5	204	210	192	228	163	199	Größe : 1,74 m

27	6	224	211	134	198	188	192	Gewicht : 74 kg
27	7	204	208	201	196	198	197	
27	8	187	196	157	188	217	194	
27	9	218	198	164	200	314	208	
27	10	211	208	212	190	275	191	
27	11	236	204	149	201	234	185	Geschlecht : m
28	1	296	285	277	232	169	204	Name : T. D.
28	2	309	276	166	205	172	204	Alter : 23 a
28	3	305	264	136	202	190	207	
28	4	213	226	119	191	175	195	Größe : 1,79 m
28	5	251	228	123	199	219	203	
28	6	243	225	151	206	312	203	
28	7	372	214	147	190	247	192	Gewicht : 74 kg
28	8	479	212	152	196	190	182	BMI : 23,1
28	9	435	180	145	184	328	212	
28	10	423	186	152	176	367	206	
28	11	458	176	154	177	416	195	Geschlecht : m
29	1	112	208	157	243	128	186	Name : J. S.
29	2	141	222	156	242	146	213	Alter : 23 a
29	3	160	221	161	229	147	214	
29	4	161	226	132	225	142	196	Größe : 1,72 m
29	5	201	229	181	231	160	192	
29	6	168	224	143	225	137	204	
29	7	135	209	160	219	153	202	Gewicht : 63 kg
29	8	119	206	205	222	163	198	BMI : 21,3
29	9	140	206	189	202	157	193	
29	10	112	204	224	210	144	194	
29	11	127	209	225	205	150	198	Geschlecht : m
30	1	293	155	242	200	335	207	Name : S. T.
30	2	219	164	164	191	246	178	Alter : 25 a
30	3	219	160	170	183	288	170	
30	4	201	164	187	187	239	170	Größe : 1,82 m
30	5	238	161	178	179	247	161	
30	6	301	164	242	182	302	173	
30	7	275	156	173	176	351	165	Gewicht : 80 kg
30	8	202	161	227	173	360	155	BMI : 24,15
30	9	317	158	180	175	371	142	
30	10	307	161	179	198	344	143	
30	11	313	168	143	203	321	149	Geschlecht : m

Tabelle Nr. 10: RMS und Turns - werte der einzelnen Probanden 1 - 30

7.3. Ausdauerzeiten

VP	S	K - V	K – Ko.
1	188	220	178
2	204	244	216
3	132	156	128
4	244	280	248
5	156	172	145
6	172	172	177
7	192	200	204
8	212	232	220
9	128	148	116
10	156	200	140
11	208	204	212
12	148	188	168
13	168	184	156
14	196	252	208
15	216	220	156
16	160	196	184
17	132	172	124
18	200	228	188
19	148	176	160
20	196	200	208
21	172	188	156
22	236	256	240
23	156	196	176
24	184	200	180
25	208	204	216
26	192	278	188
27	228	296	256
28	128	164	160
29	152	188	172
30	108	192	100

Tabelle Nr. 11: Ausdauerzeiten der einzelnen Probanden 1 – 30 in [s]

7.4. Übersicht der Abbildungen und Tabellen

Abbildung 1	S. 13	Anlage der Elektroden und Lage des Versuchsarms zum Widerstand (Federwaage)
Abbildung 2	S. 14	Versuchsstuhl und seine Position in der Versuchsanordnung
Abbildung 3	S. 19	Berechnung der Punkte auf der Ausgleichsgeraden
Abbildung 4	S. 26	Diagramm der mittleren Ausdauerzeiten
Tabelle 1	S. 8	Baseline - Characteristics der Probanden 1 - 30
Tabelle 2	S. 21	Mittelwerte zu den Zeitpunkten 1 - 11
Tabelle 3	S. 22	Standardabweichung zu den Zeitpunkten 1 - 11
Tabelle 4	S. 23	Standardfehler zu den Zeitpunkten 1 - 11
Tabelle 5	S. 23	p – Werte des zweiseitig angelegten, gepaarten Student – T – Test
Tabelle 6	S. 26	Mittelwerte der Ausdauerzeiten
Tabelle 7	S. 27	Standardabweichung der mittleren Ausdauerzeiten
Tabelle 8	S. 27	Standardfehler der mittleren Ausdauerzeiten
Tabelle 9	S. 27	p – Werte der mittleren Ausdauerzeiten
Tabelle 10	S. 66 – 73	RMS und Turns – Werte der einzelnen Probanden 1 – 30
Tabelle 11	S. 74	Ausdauerzeiten der einzelnen Probanden 1 – 30 in [s]

8. Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dr. med. habil H. G. Pratzel für die Überlassung des Themas zu dieser Arbeit bedanken.

Mein aufrichtiger Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. K.-H. Krause vom Friedrich – Baur – Institut und Herrn Dr. med. I. Magyarosy vom Institut für medizinische Balneologie und Klimatologie der Ludwigs – Maximilians – Universität München, für ihre stets freundliche und kompetente Unterstützung in fachlichen und organisatorischen Fragen.

Auch den Mitarbeitern des Instituts für medizinische Balneologie und Klimatologie möchte ich meinen Dank für ihre Betreuung, teilweise in ihrer Funktion als Versuchspersonen, sowie als Berater in fachlicher Hinsicht und in Computerangelegenheiten aussprechen.

Ein Dankeschön gilt selbstverständlich allen Probandinnen und Probanden, die sich stets freiwillig, freundlicherweise zur Teilnahme am Versuch bereiterklärt haben und durch ihr Engagement einen entscheidenden Anteil am Gelingen der vorliegenden Studie haben.

Während des gesamten Entstehungsprozesses, gab es immer wieder Personen, die mich fachlich, mental und auch finanziell unterstützt haben. Mein Dank gilt hier Dr. phil. Florian Steger, Karl-Heinz Klein, Barbara Walter, Elisabeth Walter jun. & sen. Rudolf Walter, Andreas Trinkberger, Frau Camci, u.v.m. Doch vor allem meiner Mitstreiterin Tanja Greulich möchte ich hier noch herzlich danken, dass der praktische Versuchsteil durch unsere Zusammenarbeit so zügig von statten ging und wir uns gegenseitig trotz unseres Einstiegs ins Berufsleben immer wieder anspornten, unsere jeweiligen Arbeiten abzuschließen.

9. Lebenslauf

Persönliche Daten :

Name : Birgit Walter
Geburtsdatum : 24. Mai 1972
Geburtsort : Freising
Familienstand : ledig

Schulausbildung :

09/78 – 07/82 Grundschule Freising – Vötting
09/82 – 07/91 Camerloher – Gymnasium Freising
07/91 Abitur

Berufsausbildung:

10/92 – 09/94 Berufsfachschule für Krankengymnastik Bad Abbach
09/94 Staatsexamen
01/95 – 12/95 Anerkennungsjahr, Universitätskliniken der LMU München

Studium :

05/96 – 11/02 Studium der Humanmedizin an der LMU München
03/98 Physikum
03/00 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
08/01 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
06.11.2002 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Berufsausübung:

Seit 01/03 ÄIP und Weiterbeschäftigung dort als Assistenzärztin in
der Abteilung für Unfallchirurgie der Kliniken Dr. Erler in
Nürnberg