

Aus dem
Institut für Medizinische Balneologie und Klimatologie
der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Univ. Prof. Dr. Gerold Stucki

Untersuchung zum Nachweis von Kälteeinflüssen auf das Muster der
elektromyographischen Ableitung mittels eines neu entwickelten
Handdynamometers

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

vorgelegt von
Sandra Kaiser
aus München

2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

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

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. H. Lochmüller

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. I. Magyarosy
Prof. Dr. med. K.-H. Krause

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 20.11.2003

**Der höchste Grad der Arznei ist die Liebe.
Die Liebe ist es, die die Kunst leret,
und außerhalb derselbigen wird kein Arzt geboren.
Schwatzen, süß reden, ist des Maules Amt,
helfen aber, Nutz sein ist des Herzens Amt.
Im Herzen wächst der Arzt, aus Gott geht er,
des natürlichen Lichtes der Erfahrung ist er.
Nirgend ist, wo große Liebe vom Herzen gesucht wird,
größer als im Arzt.**

Paracelsus

Inhalt

Abbildungen.....	3
Verwendete Abkürzungen	5
1. Einleitung.....	7
2. Material und Methoden	9
2.1 Versuchsaufbau	9
2.1.1 Kälteeinfluss bei nicht ermüdender isometrischer Muskularbeit	9
2.1.2 Kälteeinfluss auf ermüdende isometrische Muskularbeit	9
2.1.3 Geräte und Materialien.....	9
2.2 Versuchsanordnung	15
2.3 Versuchsdurchführung.....	16
2.3.1 Versuchsvorbereitung	16
2.3.2 Übungsversuch	17
2.3.3 Der Versuch nicht ermüdender, isometrischer Muskularbeit in aufsteigenden Kraftreihen	17
2.3.4 Der Versuch mit ermüdender isometrischer Muskelausdauerarbeit.....	18
2.4 Datenerhebung und Auswertung	19
2.4.1 Übungsversuch	20
2.4.2 Der Versuch nicht ermüdender, isometrischer Muskularbeit in aufsteigenden Kraftreihen	20
2.4.3 Der Versuch mit ermüdender isometrischer Muskelausdauerarbeit.....	20
3. Ergebnisse	22
3.1 Der Versuch nicht ermüdender, isometrischer Muskularbeit in aufsteigenden Kraftreihen	22
3.1.1 Versuchsteilnehmer.....	22
3.1.2 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss.....	22
3.1.3 Versuchsabschnitt unter Kälteeinfluss	25
3.1.4 Kontrollversuch	29
3.2 Der Versuch mit ermüdender isometrischer Muskelausdauerarbeit	30
3.2.1 Versuchspersonen	30
3.2.2 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss.....	30
3.2.3 Versuchsabschnitt mit Kälteeinfluss.....	33
4. Diskussion.....	35

4.1 Versuchsaufbau und Versuchsanordnung.....	35
4.1.1 Versuchsaufbau	35
4.1.2 Versuchsanordnung.....	35
4.2 Material und Methoden.....	36
4.2.1 Material	36
4.2.2 Methode.....	48
4.3 Versuchsdurchführung.....	49
4.3.1 Pausenlänge	50
4.3.2 Kraftabstufungen	51
4.3.3 Temperatureinfluss	52
4.3.4 Andere Einflussgrößen.....	58
4.3.5 Muskelgruppe	62
4.4 Ergebnisse	63
4.4.1 Versuche mit nicht ermüdender isometrischer Muskelarbeit.....	63
4.4.2 Versuche mit ermüdender isometrischer Muskelarbeit	68
5. Zusammenfassung	82
6. Literaturverzeichnis.....	85
7. Anhang.....	111
7.1 Originaldaten der Probanden zu den absolvierten Versuchen	111
7.2 Wilcoxon-Test für paarige Stichproben.....	146
7.2.1 Auswertung Turns.....	146
7.2.2 Auswertung RMS	147
7.2.3 Makro zur Auswertung des Wilcoxon Tests für paarige Stichproben.....	148
8. Danksagung.....	151
9. Lebenslauf.....	152

Abbildungen

Abbildung 1: Originalableitung mit den Parametern PPA, MRV, RMS und Turns.....	11
Abbildung 2: Schaltung und Verdrahtung für Aufnehmer mit Verstärker bei bipolarer Speisung (Darstellung nach Herstellerdokumentation)	12
Abbildung 3: Kraftaufnehmer seitlich.....	13
Abbildung 4: Kraftaufnehmer von oben.....	13
Abbildung 5: Kraftaufnehmer mit Armschiene	13
Abbildung 6: Proband im Versuchsstuhl.....	15
Abbildung 7: Versuchsanordnung mit Versuchsstuhl, EMG-Gerät, Schreiber und Kraftaufnehmer.....	16
Abbildung 8 und Tabelle 1: Verlauf der RMS Amplitude unter verschiedenen Muskelbelastungsstufen	23
Abbildung 9 und Tabelle 2: Verlauf des Parameters Turns unter verschiedenen Muskelbelastungsstufen	23
Abbildung 10: Vergleich des Parameters Turns von männlichen und weiblichen Probanden.	24
Abbildung 11: Vergleich des RMS Amplitudenverlaufs mit und ohne Einfluss von Kältereizen.....	25
Abbildung 12: Vergleich des Verlaufes des Parameters Turns mit und ohne Einfluss von Kältereizen.....	26
Abbildung 13: Diagramm zur Signifikanzabweichung von Standardwert zu Werten unter Kälteeinfluss des Parameters Turns.....	26
Abbildung 14: Vergleich des Verlaufs des Parameters Turns unter Wärme- und Kälteeinfluss	27
Abbildung 15: Vergleich des Verlaufs des Parameters RMS unter Wärme- und Kälteeinfluss	27
Abbildung 16 und Tabelle 3: Vergleich des Parameters Turns unter drei Temperaturbedingungen mit Signifikanznachweis der Abweichung von Werten unter Wärme- und Kälteeinfluss.....	28
Abbildung 17: Vergleich des Parameters RMS unter drei Temperaturbedingungen mit Signifikanznachweis der Abweichung von Werten unter Wärme- und Kälteeinfluss	29
Abbildung 18: Vergleich der Kontroll-Messreihen zum Parameter Turns	29
Abbildung 19: Vergleich der Kontroll-Messreihen zum Parameter RMS	30
Abbildung 20: Parameter RMS bei ermüdender Belastung von 30% MVC.....	31
Abbildung 21: Parameter RMS bei ermüdender Belastung von 50% MVC.....	32

Abbildung 22: Parameter Turns bei ermüdender Belastung von 30% MVC	32
Abbildung 23: Parameter Turns bei ermüdender Belastung von 50% MVC	33
Abbildung 24: Vergleich des Parameters Turns aller Probanden unter Kälteeinfluss	33
Abbildung 25: Vergleich des Parameters RMS aller Probanden unter Kälteeinfluss	34
Abbildung 26: Schema für die Weiterleitung von Schmerz- und Temperaturempfinden (eigene Zeichnung in Ergänzung zu [Duus 1995]).....	54

Verwendete Abkürzungen

AcH	Acetylcholin
Ag	Silber
AgCl	Silberchlorid
ATP	Adenosintriphosphat
ATPase	Enzym, des ATP Metabolismus
BMI	Body-Mass-Index
° C	Grad Celsius
Ca ²⁺	Calcium
CF	Center Frequency
cm	Zentimeter
EA	Elektrische Aktivität
EMG	Elektromyogramm
f-Faser	fast twitch, schnell kontrahierende Muskelfaser
H ⁺	Wasserstoffion
HAD	3-hydroxyacyl-CoA Dehydrogenase
Hz	Hertz
IEMG	Nadelelektromyographie
k	kalt, Kälte
K ⁺	Kalium
kg	Kilogramm
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität
m	Meter, männlich
M.	Musculus
MAV	Mean Absolut Value
ME	Motorische Einheit
M.e.c.r.	Muskulus extensor carpi radialis
MPF	Mean Power Frequency
ml	Milliliter
mm	Millimeter
Mm	Musculi
µV	Mikrovolt
MEF	maximal erreichbare Kraft per stimulationem

MF	Median Frequency, MDF
MFCV	Muscle fibre conduction velocity
MN	Motoneuron
MRV	Mean Rectified Voltage
MVA	Maximum Voluntary Activity
MVC	Maximum Voluntary Contraction
N	Newton
NLG	Nervenleitgeschwindigkeit
NTF	Diskrepanz zwischen der durch Nervenstimulation erzeugten Muskelkraft und der direkt am Muskel stimulierten Kraft
OEMG	Oberflächenelektromyographie
PFK	Phosphofruktokinase
pH	Wert zur Bestimmung des Säuregrades
PPA	Peak-Peak Amplitude
RM	Rückenmark
RMS	Root Mean Square
SAR	Signal Amplitude Ratio
SDH	Succinat -Dehydrogenase
sEMG	surface EMG, Oberflächenelektromyographie
s-Faser	slow twitch, langsam kontrahierende Muskelfasern
SMG	sound property
SNZ	Signal Noise Ratio
SR	Sarkoplasmatisches Retikulum
Std	Standard
TG	Triglycerid
u	und
V_{\max}	maximale freiwillig erbrachte Kraft
vs.	versus
w	weiblich

1. Einleitung

Die Elektromyographie ist ein in der Klinik weit verbreitetes Diagnostikum, das zur Untersuchung muskulärer oder neurogener Erkrankungen verwendet wird. Bei der Oberflächenelektromyographie kann mittels quantitativer Messungen eine statistische Analyse der Muskelaktivität durchgeführt werden. Eine Vergleichsmöglichkeit mit relativen Normwerten gesunder Muskulatur und Nervengewebes kann hierbei geschaffen werden. Die Simplizität und die niedrigen Kosten der Oberflächenelektromyographie ermutigen, diese in der Rehabilitation und physikalischen Medizin noch unterrepräsentierte Methode fortzuentwickeln und verstärkt anzuwenden. Leider bestehen derzeit wenig Parallelen bei den Untersuchungsmethoden. Die quantitative Analyse des elektromyographischen Musters erscheint noch zu unsensibel und unzuverlässig, um konkrete Aussagen über muskuläre Veränderungen zu tätigen. Eine Normierung der angewendeten EMG-Parameter ist dringend erforderlich, um die Vergleichbarkeit von Studienergebnissen, später auch von am Patienten erhobenen Befunden zu gewährleisten.

Eine qualitative Bestimmung der myoelektrischen Aktivität ist ein unumgänglicher Faktor um dieses Ziel zu erreichen.

In der von uns durchgeführten Studie wurden anhand der Analyse elektromyographischer Parameter eine Untersuchung zu nicht ermüdender Muskelarbeit, sowie ein Versuch zum Ermüdungsverhalten der Muskulatur durchgeführt. Die Studie wurde mittels eines vom Institut für medizinische Balneologie und Klimatologie der LMU München neu entwickelten Geräts zur Kraftaufnahme durchgeführt, das im Vergleich zu herkömmlichen Geräten zur Kraftmessung entscheidende Verbesserungen aufweist. Es misst mit großer Genauigkeit Belastungen bis 500 N über ein Druck-Messstreifen-System. Dieses System hatte bisher noch keine mir bekannte Anwendung im Bereich der medizinisch orientierten Dynamometrie gefunden.

Einerseits galt es, in dieser Studie das Gerät in seiner vollen Funktionsbreite auszutesten, andererseits sollte der Versuch unternommen werden, den Einfluss von Kälte auf die Muskulatur elektromyographisch nachzuweisen.

Die Applikation lokaler Kältemittel ist eine, in der rehabilitativen und physikalischen Medizin altbewährte Methode zur Blut- und Schmerzstillung. Die anästhesierende Wirkung der niedrigen Temperatur ist empirisch bestens bekannt, wissenschaftlich aber in ihrer Funktion und Entstehung noch nicht vollständig verstanden. Eine Anzahl von Studien hat sich mit dem

Thema der Kälteeinwirkung auf die Muskulatur beschäftigt und Lösungsansätze zum Verständnis des physiologischen Geschehens aufgezeigt. Eine konkrete Vorstellung der ablaufenden Veränderungen konnte bis dato jedoch nicht erreicht werden.

Mit diesem Hintergrund, unter den oben erläuterten Voraussetzungen, ergab sich für die vorliegende Untersuchung folgende Fragestellung:

Kann eine qualitative Veränderung des elektromyographischen Musters unter Kälteeinfluss mittels der am Institut für medizinische Balneologie und Klimatologie neu entwickelten Apparatur zur Kraftmessung nachgewiesen werden?

2. Material und Methoden

2.1 Versuchsaufbau

In zwei verschiedenen Versuchen wurde der Einfluss von Kältetherapie auf ermüdende und nicht ermüdende Muskelarbeit am M. extensor carpi radialis untersucht.

2.1.1 Kälteeinfluss bei nicht ermüdender isometrischer Muskelarbeit

An diesem Versuch nahmen 19 Probanden teil, die Kontrollgruppe bestand ebenfalls aus 19 Personen.

Auf eine möglichst gleiche Verteilung von männlichen und weiblichen Teilnehmern wurde geachtet.

Die Versuche wurden intraindividuell zu möglichst identischen Tageszeiten abgehalten.

2.1.2 Kälteeinfluss auf ermüdende isometrische Muskelarbeit

An diesem Versuch nahmen 15 Personen teil, wobei keine Kontrollgruppe gebildet wurde.

Der festgesetzte versuchsfreie Zeitraum betrug bei diesem Experiment eine Woche.

Auch hier wurde darauf geachtet, die Versuche möglichst zu den gleichen Tageszeiten abzuhalten.

2.1.3 Geräte und Materialien

2.1.3.1 Versuchspersonen

Die Teilnehmer der Studie wurden vor der Teilnahme an den Versuchen über die Ziele der Untersuchung aufgeklärt. Versuchsablauf und Ausschlusskriterien wurden eingehend erläutert.

Die Probanden befanden sich Alter zwischen 18 und 52 Jahren, fühlten sich ausgeruht, subjektiv gesund und befanden sich durchweg weder in ambulanter noch stationärer medizinischer Behandlung zum Zeitpunkt der Untersuchung. Sie wurden dazu angehalten einen Tag vor der Untersuchung keine besonderen körperlichen Anstrengungen zu unternehmen. Das Durchschnittsgewicht lag bei 69,3 kg, die durchschnittliche Körpergröße bei 176 cm und der gemittelte Body-Mass-Index (BMI entspricht dem Quotienten von Körpergewicht in kg zu Körperlänge in Metern zum Quadrat) bei 20,2.

Der Ernährungszustand der Probanden wurde anhand zweier Methoden bestimmt. Als klassisches Maß zur Beurteilung diente der Body-Mass-Index. Ausschlusskriterium war ein BMI von 25 oder mehr. Alternativ hierzu wurde mittels eines speziellen Gerätes, welches

unten genauer beschrieben wird, der Fettgehalt des Körpers ermittelt. Ausschlusskriterium für eine Versuchsteilnahme waren hier Körperfettgehalte von unter 8% oder über 30%.

Probanden, die sowohl zum Kollektiv der Versuchsgruppe als auch zum Kollektiv der Kontrollgruppe gehörten mussten einen Zeitabstand von mindestens 5 Tagen zwischen zwei Versuchen einhalten. Die Versuche wurden hierbei nach Möglichkeit zu den gleichen Tageszeiten abgehalten.

2.1.3.2 Oberflächenelektromyogramm

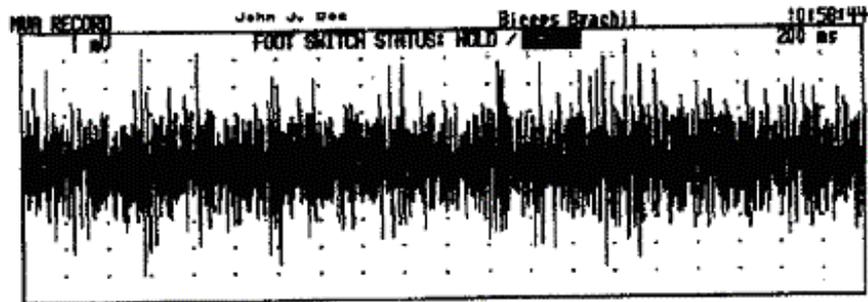
Bei oben genannten Versuchen wurden quantitative und qualitative EMG-Parameter mittels eines computergestützten Elektromyographiergerätes des Typus „Viking“ der Firma Nicolet zur oberflächlichen Ableitung ermittelt. Das hierbei verwendete Programm „Maximum voluntary activity“ (MVA) ermöglicht die Observierung und Quantifizierung der elektrischen Muskelaktivität bei willkürlicher maximaler Muskelkontraktion anhand folgender Parameter:

- Peak-Peak Amplitude: maximale gemessene Amplitude im Ableitintervall von vier Sekunden
- Mean Rectified Voltage (MRV): mittlere Amplitude in μV während des Ableitintervalls, nach Glätten des Wellenmusters durch den Computer
- Root Mean Square (RMS): Wert des Integrals der mittleren Amplitude gemessen über das Ableitintervall von vier Sekunden. Die RMS berechnet sich wie folgt:
$$\text{RMS} = \sqrt{[(\text{Einzelwert}1)^2 + \dots + (\text{Einzelwert } n)^2] \cdot 1/n}$$
- Turns: Anzahl der Spitzen des Interferenzmusters, die $100 \mu\text{V}$ übersteigen bezogen auf die Zeit von einer Sekunde. Die minimale Amplitudendifferenz beträgt $0,1 \text{ m}$. Eine Bestimmung der Entladungsfrequenz in Hz ist somit möglich.

Die auf dem Bildschirm erkennbare elektromyographische Ableitung entspricht der myoelektrischen Aktivität innerhalb eines Zeitintervalls von vier Sekunden, wobei die Wellen bei 200 ms/div. angezeigt werden.

Zur Verstärkung des myoelektrischen Signals wurde die Einheit $100 \mu\text{V}$ gewählt.

Niedere Frequenzen werden bei obigem Programm bei 20 Hz , hohe Frequenzen bei 10 kHz gefiltert.



PEAK-PEAK AMPLITUDE: 8666 μ V
 MEAN RECTIFIED VOLTAGE: 774 μ V
 RMS: 1000 μ V
 TURNS: 328 /s

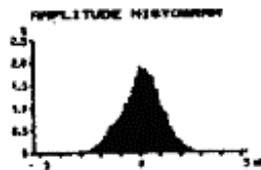


Abbildung 1: Originalableitung mit den Parametern PPA, MRV, RMS und Turns

Die Parameter Peak-Peak Amplitude und Mean Rectified Voltage blieben in oben genannten Versuchen unberücksichtigt, wurden aber dennoch laufend mitprotokolliert.

2.1.3.3 Fettmessgerät

Die Zusammensetzung der Körperbestandteile der Probanden aus Wasser, Magermasse und Fett wurde zusätzlich zur Bestimmung des BMI durchgeführt. Das hierzu verwendete Gerät war ein Instrument zur biologischen Impedanzanalyse, Modell BIA-101 der Firma Ankern RJI Systems. Zusätzlich zur Bestimmung der Parameter Körpergröße und Körpergewicht wurden die Parameter Reactance, als kapazitiver Widerstand und Resistance als Ohmscher Widerstand erhoben, welche Widerstandskomponenten der Leitfähigkeit, also der Impedanz darstellen. Normalwerte für Männer betragen 13-25% Fett der Gesamtkörpermasse. Für Frauen gilt ein Prozentsatz von 18-30% Fettanteil an der Gesamtkörpermasse als normal. Ausschlusskriterium für unsere Experimente war ein Gesamtkörperfettanteil von >35% bei Männern und >40% bei Frauen.

2.1.3.4 Kraftaufnehmer

Die Bestimmung der myoelektrisch erzeugten Kraft erfolgte mittels eines neuartig entwickelten Gerätes, welches eine bis dato ungewöhnlich genaue und zuverlässige Messung ermöglicht.

Bei diesem Verfahren wird über dem Metacarpophalangealgelenk des Index eine Druckfläche so eingerichtet, dass der Proband ohne Schwierigkeiten in der Lage ist, eine streng isometrische Kontraktion auszuüben. Der Druckabnehmer ist in alle Richtungen veränderbar, so dass individuelle Gegebenheiten bei den Probanden berücksichtigt werden können. Als Kraftaufnehmer wurde das Druck-Mess-Streifen System ELH-TC11-500 der Firma Entran Sensoren GmbH verwendet, das einen linearen Gültigkeitsbereich von bis zu 500 N gewährleistete.

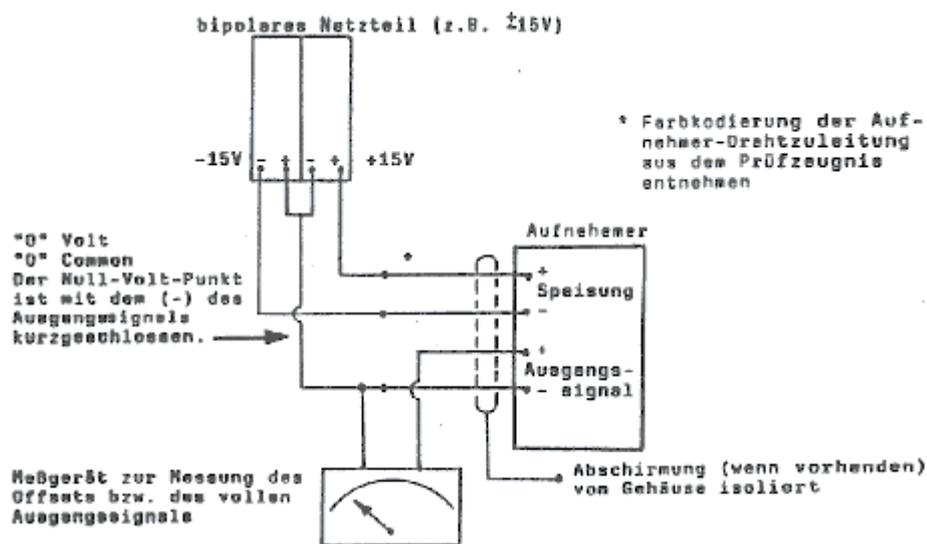


Abbildung 2: Schaltung und Verdrahtung für Aufnehmer mit Verstärker bei bipolarer Speisung (Darstellung nach Herstellerdokumentation)

Ein mit dem Kraftaufnehmer verbundenes Voltmeter stand in Sichthöhe des Probanden, welcher hiermit seine mit der Hand ausgeübte Muskelkraft kontrollieren und ggf. korrigieren konnte. Die gemessene Muskelspannung wurde über einen Schreiber, welcher noch ausführlich beschrieben wird, im direkten Zeitverlauf aufgezeichnet. Große Schwankungen der Kraftaufwendungen, welche durch verschiedenste Einflüsse erdenklich sind, konnten somit bei der Datenauswertung beachtet werden.

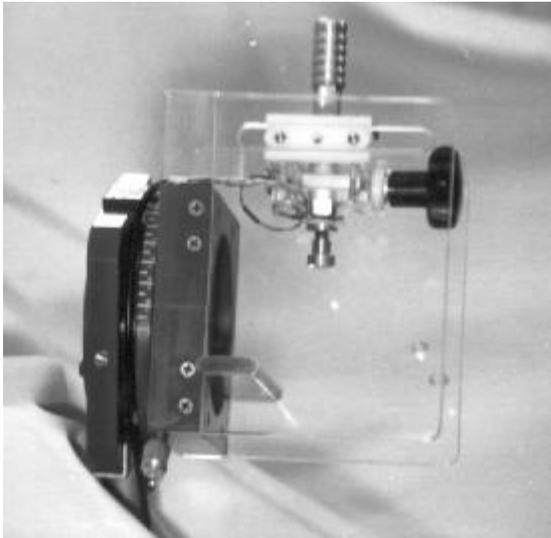


Abbildung 3: Kraftaufnehmer seitlich

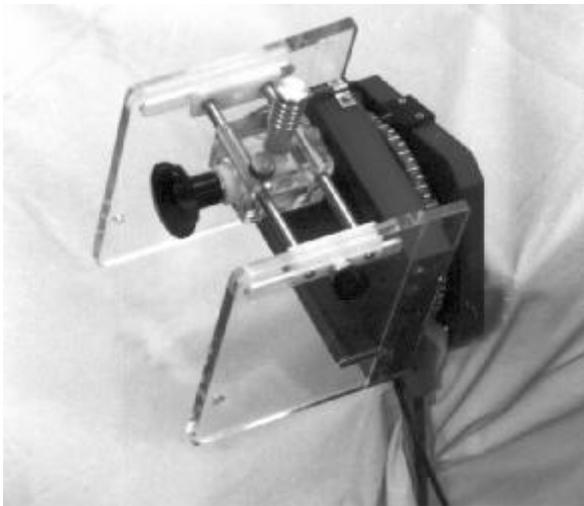


Abbildung 4: Kraftaufnehmer von oben

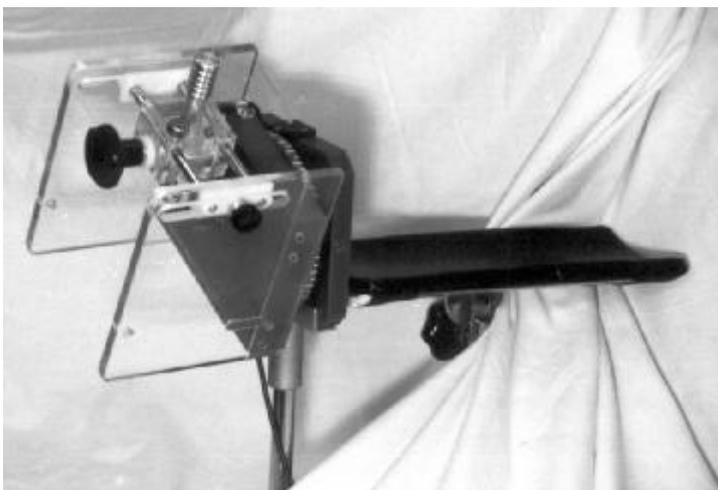


Abbildung 5: Kraftaufnehmer mit Armschiene

2.1.3.5 Videorecorder

Die vom o.g. Elektromyographiegerät ermittelten Parameter wurden mit einem Videorecorder der Marke Panasonic NV-8200 synchron zum Versuch aufgezeichnet. Hierbei wurden zur Datensicherung handelsübliche VHS Bänder verwendet.

2.1.3.6 Schreiber

Die auf den Kraftaufnehmer übertragene Muskelkraft wurde zusätzlich anhand eines Schreibers der Marke Berthold LB 923, welcher auf eine Papierlaufgeschwindigkeit von 30mm/HR x 100 eingestellt war, versuchssynchron aufgezeichnet.

2.1.3.7 Elektroden

Bei den im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführten elektromyographischen Ableitungen handelte es sich durchweg um oberflächliche Ableitung der unteren linken Extremität.

Hierbei wurden selbstklebende Ag/AgCl-Standard-Schaumelektroden der Marke „Skintact“ mit einem Durchmesser von 55 mm verwendet. Der Abstand zwischen der ableitenden und der Referenzelektrode wurde mit stets 3,2 cm konstant gehalten.

Diese wurden nach gründlicher Reinigung und ggf. Rasur der abzuleitenden Areale mit einer erbsengroßen Menge handelsüblichen Elektrodengels angefeuchtet und aufgeklebt. Die Versuchsanordnung sah drei Elektroden, eine Ableitelektrode, eine Referenzelektrode und eine Elektrode zur Erdung des Probanden vor. Die metallenen Anteile wurden mit Tupfern abgeklebt, um direkte Temperatureinflüsse auf die verwendeten Materialien auszuschließen.

2.1.3.8 Kältepackung

Als Kältepackung diente ein 1,7 kg schwerer mit Brucheis gefüllter Plastikbeutel. Dieser wurde luftleer verschlossen und solange abgetaut bis sich eine etwa 0,5 cm hohe Schmelzwasserschicht am Boden befand.

Eine gleichmäßige Temperaturabgabe wurde hiermit gewährleistet. Der so aufbereitete Eisbeutel wurde in eine klinikübliche Serviette eingeschlagen, um bei Auflage auf die Haut Kälteirritationen zu vermeiden.

Zur Vermeidung von thermischen Schäden wurde während des gesamten Versuchs die Temperatur an der Hautoberfläche mit einem im EMG integrierten Thermosensor bestimmt. Zum Ausschluss des Auslösens von Schmerzreizen einerseits, sowie der Erregung von Schmerzrezeptoren andererseits, wurden oberflächliche Hauttemperaturen unter 10 °C während des Versuchs nicht toleriert.

2.1.3.9 Gewichtersatz

Um eventuellen Veränderungen der ermittelten Parameter durch Gewichtsveränderungen entgegenzuwirken wurde bei den Aufwärmversuchen und Kontrollgruppen anstatt der Kältepackung ein Wasserbeutel der gleichen Masse aufgelegt, der mit einem Frotteetuch thermoneutral gehalten wurde. Auch hier wurde die Temperatur der Hautoberfläche mittels des im Oberflächenelektromyographiegerätes integrierten Thermosensors durchgehend bestimmt.

2.1.3.10 Versuchsstuhl

Zur Gewährleistung einer einheitlichen Körperhaltung während der Versuche wurde die Sitzposition der Probanden auf einem hierfür vorgesehenen Versuchsstuhl festgelegt. Kniegelenke und Ellenbogengelenke waren in rechtwinkliger Stellung zu bringen, die Schultern in Neutralstellung. Der auf einer Schiene fixierte Unterarm lag in Pronationsstellung bei einer komfortablen Drehung der Hand um 20 bis 30 Grad nach lateral. Höhe der Armschiene und Fußstützen waren individuell einstellbar.



Abbildung 6: Proband im Versuchsstuhl

2.2 Versuchsanordnung

Die verwendeten Geräte und Materialien sind in folgender Fotografie zu sehen, die korrekte Versuchsanordnung ist der Darstellung zu entnehmen.



Abbildung 7: Versuchsanordnung mit Versuchsstuhl, EMG-Gerät, Schreiber und Kraftaufnehmer

Bei der Anordnung des Versuchsaufbaus wurde darauf geachtet mögliche elektrische und elektronische Störquellen auszuschalten.

Die Zimmertemperatur wurde in einem klimatisierten Raum konstant bei 21 °C und die Luftfeuchtigkeit bei 60% gehalten, um Einflüsse der Außentemperatur zu unterbinden.

2.3 Versuchsdurchführung

2.3.1 Versuchsvorbereitung

Die Kältepackung wurde wie oben erläutert vor dem Versuch hergerichtet und bereitgestellt. Versuchsstuhl und Druckabnahmegesetz wurden zu Beginn der Experimente jeweils dem Probanden individuell angepasst. Arme und Beine waren rechtwinklig abgewinkelt, der Rücken aufrecht, die Schultern an der Rückenlehne des Versuchsstuhls anliegend. Der linke Unterarm wurde an der Armschiene mit einem Klettband fixiert. Der Proband wurde nach Instruktion aufgefordert sich einen Druckpunkt über dem Metacarpophalangealgelenk des Index zu wählen der schmerzfrei aufzufinden war. Dieser wurde mit einem Filzstift markiert, um das korrekte Wiederauffinden des Druckpunktes zu erreichen. Die so gekennzeichnete Stelle wurde wiederum mit einem handelsüblichem Zellstofftupfer abgeklebt, Druckstellen und insbesondere Schmerzempfindungen durch Druck sollten unbedingt vermieden werden. Nach gründlicher Reinigung, wenn nötig auch Rasur des linken Unterarms, wurde über der maximalen Ausprägung des Muskelbauches des M. extensor carpi radialis brevis die ableitende Elektrode angebracht.

Die Referenzelektrode wurde 3,2 cm (Abstand von Elektrodenmitte zu Elektrodenmitte) lateral am Unterarm aufgeklebt. Die Erdungselektrode wurde am Oberarm angebracht. Die so angebrachten Elektroden wurden mit Zellstofftupfern abgeklebt, um direkte

Temperatureinflüsse auf das verwendete Elektrodengel und die metallenen Anteile der Elektroden auszuschließen. Als Ausschlusskriterium galten Ruheableitungen, welche das Intervall von $60 > 35 < 10$ RMS oder $80 > 33 < 5$ Turns nicht einhielten.

2.3.2 Übungsversuch

Vor den eigentlichen Hauptversuchen wurde jeweils eine wie folgt aufgebaute Kraftreihe absolviert: Die vom Probanden maximal freiwillig aufbringbare Kraft wurde zu Beginn dieses Übungsversuchs geschätzt.

Vom Schätzwert ausgehend drückte der Proband, wie im Versuch für nicht ermüdende Muskularbeit, zunächst 10% der angenommenen Maximalkraft ($gMVC =$ geschätzte MVC), nach einer Pause von einer Minute wurden 30% MVC, nach einer weiteren Pause von 2 Minuten 50% MVC. Hierauf folgte eine Pause von drei Minuten Länge, danach eine 80 %ige Belastung. Nach dieser gab es abermals eine dreiminütige Pause, woraufhin die tatsächliche Maximalkraft ermittelt wurde. Der Proband konnte die von ihm erbrachte Kraft stets selbständig über ein ihm gut sichtbares Voltmeter konstant halten oder ggf. korrigieren.

Um Gewichtseinflüsse durch die später applizierte Kältepackung auszuschließen, wurde, wie zuvor bereits erwähnt, ein dem später verwendeten Eisbeutel äquivalent schwerer Wasserbeutel aufgelegt.

Die Prozentualen Krafteinteilungen wurden alsdann an die Realwerte angepasst. Dieser Vorversuch diente zur Einübung und Erwärmung der Muskulatur an die zu verrichtende Arbeit und zur Gewöhnung des Probanden an den Versuchsablauf.

2.3.3 Der Versuch nicht ermüdender, isometrischer Muskularbeit in aufsteigenden Kraftreihen

Zwischen den einzelnen Versuchsabschnitten und auch zwischen Übungsversuch und dem ersten Versuchsabschnitt wurde jeweils eine Pause von mindestens 15 Minuten eingehalten.

2.3.3.1 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss

Der Proband wurde aufgefordert den im Vorversuch erläuterten und eingeübten Versuchsablauf zu wiederholen. Die per Computer alle vier Sekunden ermittelten Messwerte des Elektromyogramms wurden vom Versuchsleiter mitgeschrieben und parallel hierzu auf Videoband aufgezeichnet. Die Pausen wurden mittels einer Stoppuhr gemessen und genau eingehalten. Aus den ermittelten Einzelwerten wurden für jede prozentual eingeteilte Kraftabstufung ein Mittelwert gebildet. Grobe Kraftspitzen oder mangelnde

Kraftaufwendungen konnten über den mitlaufenden Schreiber erkannt und korrigiert werden. Große Abweichungen vom Sollwert wurden als Versuchsabbruch gehandhabt.

In der diesem Versuchsteil folgenden Ruhephase wurde die Eispackung aufgelegt. Die Hauttemperatur wurde anhand eines im EMG integrierten Temperaturfühlers oberflächlich gemessen und unterschritt niemals einen Wert von 10 °C um Schmerzrezeption oder gar Erfrierungen auszuschließen.

2.3.3.2 Versuchsabschnitt unter Kälteeinfluss

Nach Ausführung des unter 2.3.2.1 beschriebenen Versuches erfolgte eine 15minütige Pause in der die bereits genauer erläuterte Eispackung aufgelegt wurde. Diese wurde mit Kletttrienen am Unterarm des Probanden fixiert, wobei stets ein Temperaturfühler der Hautoberfläche auflag um Erfrierungen zu vermeiden.

Der Versuch glich dem in 2.3.2. beschriebenen Ablauf. Die Eispackung blieb während des ganzen Versuchs auf dem Unterarm fixiert, so dass mit einer Gesamtwirkzeit der Kälte von etwa 25 Minuten zu rechnen war.

2.3.3.3 Kontrollversuch

Der Kontrollversuch gleicht dem oben beschriebenen Versuch nicht ermüdender isometrischer Muskelarbeit.

Die drei Versuchsabschnitte Kontrollversuch, Versuch ohne Kälteeinfluss und Versuch mit Kälteeinfluss wurden in identischer Weise durchgeführt, ohne jedoch Temperaturänderungen vorzunehmen.

Die Pausen wurden nicht verändert.

2.3.4 Der Versuch mit ermüdender isometrischer Muskelausdauerarbeit

Zwischen den beiden ermüdenden Versuchsabschnitten wurde eine Pause von mindestens 90 Minuten eingehalten. Die Dauer der einzelnen Belastungsstufen wurde auf maximal drei Minuten beschränkt, um ausgleichendes Spiel nicht abzuleitender Muskulatur nach Möglichkeit zu unterbinden. Die Parameter Turns und RMS wurden nur solange ermittelt, bis der Proband die erforderte Kraft nicht mehr aufbringen konnte.

2.3.4.1 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss

Zur Einübung der Probanden und zur Feststellung der MVC wurde ein Versuch wie in 2.3.2 beschrieben durchgeführt.

Das Ermüdungsverhalten wurde in zwei unterschiedlichen Kraftstufen, 50% und 30% MVC untersucht.

Zunächst hielt der Proband die Kraft 50% MVC, solange bis er außer Stande war die Kraft aufrechtzuerhalten oder konstant zu halten. Der Proband wurde zusätzlich darüber befragt wann er Besonderheiten im Sinne von Muskelzittern, Brennen, Schwere etc. empfand. Dieser Belastung erfolgte eine 20minütige Pause in welcher der Proband aufgefordert wurde, seine Hand im Versuchsgerät sowie die kontralaterale Hand immer wieder zu bewegen, um eine effektive und aktive Erholung der ermüdeten Muskulatur zu gewährleisten.

Es folgte die Belastung mit 30% MVC, die auf maximal drei Minuten beschränkt blieb, um das Spiel anderer Muskeln die erfahrungsgemäß zum Krafterhalt nach Belastung eingesetzt werden, auszuschließen.

Dieser Belastung folgte eine Pause von minimal einer Stunde.

2.3.4.2 Versuchsabschnitt mit Kälteeinwirkung

Der Versuchsablauf folgt dem in Punkt 2.3.4.1. angegebenen Schema. Die Eispackung wurde jeweils 15 Minuten vor Versuchsbeginn wie oben angegeben aufgelegt. Auch in diesem Versuch sicherte ein der Hautoberfläche aufliegender Temperaturfühler den Probanden vor Erfrierungen. Nach dem Kraftaufwand von 50% MVC wurde die Eispackung für 15 Minuten entfernt, um eine übermäßige Abkühlung der Muskulatur bis zum Folgeversuch auszuschließen.

2.4 Datenerhebung und Auswertung

Die Erfassung und grafische Darstellung der erhobenen Daten erfolgte auf einem Notebook der Marke Videoseven mit einem Celeron III Mikroprozessor unter dem Betriebssystem Windows 2000 mit den Programmen des Pakets Microsoft Office Professional.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Excel 2000 Programm der Firma Microsoft. Mittels des U-Test nach Wilcoxon, Mann und Whitney bzw. des Wilcoxon -Test für paarige/abhängige Stichproben wurde die Datenmenge statistisch ausgewertet.

Die Abbildungen wurden mittels eines Scanners der Marke hp, Modell ScanJet 3400C in die Arbeit integriert.

2.4.1 Übungsversuch

Die im Übungsversuch entstandenen Daten wurden weder aufgezeichnet noch auf eine andere als oben beschriebene Art verwertet, da sie vorwiegend der Einübung und Eingewöhnung der Probanden an den Versuch und der Ermittlung der MVC dienten.

2.4.2 Der Versuch nicht ermüdender, isometrischer Muskularbeit in aufsteigenden Kraftreihen

Im Ruhezustand wurden vier Einzelwerte, von 10% bis 50% Belastung je drei Einzelwerte, bei 80% MVC zwei Einzelwerte und bei maximaler Belastung ein Einzelwert ermittelt. Die für die jeweilige Kraftabstufung erhobenen Daten wurden gemittelt und für alle Teilnehmer zusammen als Diagramme dargestellt. Die hier erhobenen Parameter waren wie bereits zuvor erwähnt Turns/s und RMS, die anderen durch das Elektromyographiegerät erhobenen Parameter wurden nicht berücksichtigt.

2.4.2.1 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss

Die in diesem Versuchsabschnitt ermittelten Werte wurden wie in Punkt 2.4.2 beschrieben behandelt und wie folgt in Liniendiagrammen dargestellt. Die Abbildungen hierzu sind dem Kapitel Ergebnisse zu entnehmen.

Die so erzeugten Werte und Kurven werden in Folge als Standardkurve bzw. Standardwerte bezeichnet. Die im folgenden Versuch erhobenen Daten wurden zu den Standardwerten in Vergleich gesetzt.

2.4.2.2 Versuchsabschnitt mit Kälteeinwirkung

Die in diesem Versuchsteil gemäß Punkt 2.4.2 ermittelten Daten wurden mittels des Wilcoxon-Test für paarige Stichproben auf signifikante Abweichung von der in Versuch 2.4.2.1 ermittelten Standardkurve geprüft. Die Signifikanz wurde hierbei für jede Kraftabstufung einzeln ermittelt. Als Vergleichswerte dienten die jeweiligen gemäß 2.4.2 erhobenen Mittelwerte. Die graphische Darstellung und die Auswertungen des Wilcoxon-Tests sind dem Kapitel Ergebnisse zu entnehmen.

2.4.3 Der Versuch mit ermüdender isometrischer Muskelausdauerarbeit

Bei diesem Versuch wurde die Veränderung der Parameter Turns/s und RMS im Zeitverlauf bestimmt.

Hierbei wurde kein statistisches Verfahren angewendet, sondern lediglich eine Trendanalyse vorgenommen.

Zunächst fand eine Eingewöhnung an den Versuch mittels Durchführung des Übungsversuchs statt. Hierbei wurde auch die MVC bestimmt. Nach einer fünfminütigen Pause begann der Proband die Kraft von 30% MVC bis hin zur Ermüdung der Muskulatur aufzuwenden. Schmerz und Muskelkrämpfe waren Abbruchkriterien bei diesem Versuch. Zwischen zwei Ermüdungsversuchen wurde eine mindestens dreistündige Erholungszeit einberaumt, um die Muskulatur ausreichend zu entlasten.

2.4.3.1 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss

Die alle vier Sekunden ermittelten Parameter wurden wie im Kapitel Ergebnisse beschrieben notiert. Die in der jeweiligen Kraftabstufung von 30% bzw. 50% der freiwillig erzeugten Maximalkraft vom Probanden maximal erreichte Gesamtleistungszeit wurde notiert und in die Interpretation der Ergebnisse miteinbezogen. Auch in diesem Versuch wurde ein klimatisierter Raum verwendet, um Einflüsse der Umgebungstemperatur auszuschließen.

2.4.3.2 Versuchsabschnitt mit Kälteeinwirkung

Die Durchführung und Datenerhebung erfolgte bei diesem Versuchsabschnitt wie in Punkt 2.4.3.1. beschrieben. Die Eispackung wurde mit einer Serviette unterlegt, um die Hautoberfläche des Probanden zu schonen, die Elektroden wurden wie auch im nicht ermüdenden Versuch abgeklebt. So konnten direkte Einflüsse der Temperatur auf die Elektroden unterbunden werden. Die über die Zeit erhobenen Parameter Turns und RMS wurden auch in diesem Fall nicht statistisch sondern beschreibend ausgewertet.

3. Ergebnisse

3.1 Der Versuch nicht ermüdender, isometrischer Muskelarbeit in aufsteigenden Kraftreihen

3.1.1 Versuchsteilnehmer

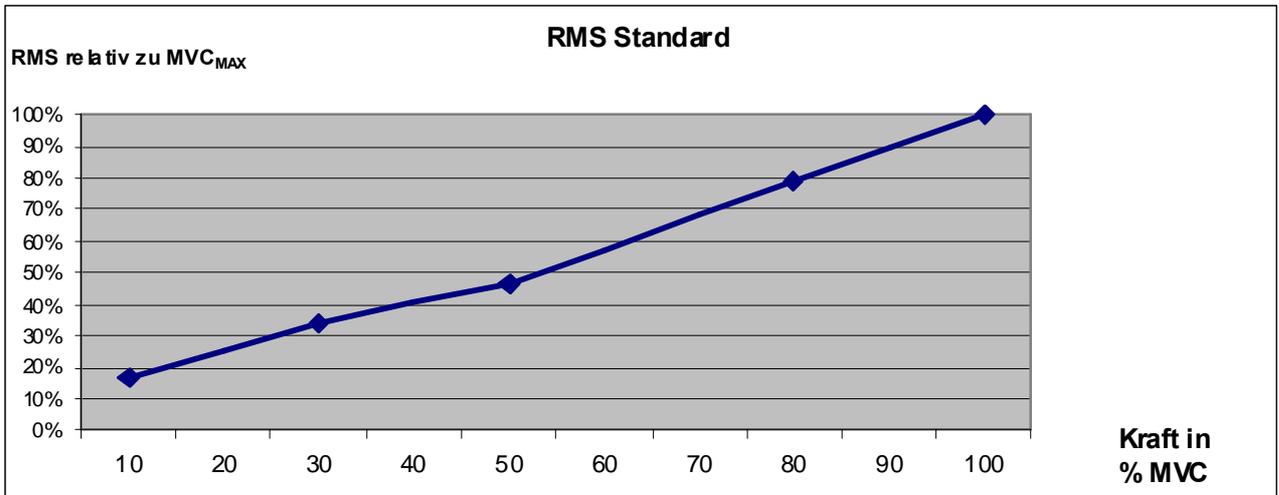
An diesem Versuch nahmen 19 Personen teil, 11 Männer und 8 Frauen. Hierbei waren Versuchs- und Kontrollgruppe nicht identisch.

In der Versuchsgruppe betrug die Durchschnittsgröße der Probanden 176,5 cm (m: 181,2 cm, w: 170,6 cm), das Durchschnittsgewicht lag bei 68,94 kg (m: 74,9 kg, w: 61,5 kg), das Durchschnittsalter betrug 27,5 Jahre (m: 26,6 Jahre, w: 28,6 Jahre). Der mittlere BMI betrug 22,12 (m: 22,83, w: 21,13), der Gesamtkörperfettanteil 15,79% (m: 11,98%, w: 19,6%).

Die Kontrollgruppe setzte sich im Durchschnitt wie folgt zusammen: Durchschnittsgröße 175,32 cm (m: 180,18 cm, w: 168,62 cm); Durchschnittsgewicht 67,74 kg (m: 73,91 kg, w: 59,25 kg), Durchschnittsalter 27 Jahre (m: 25,7 Jahre, w: 28,75 Jahre). Der BMI betrug 21,90 (m: 22,75, w: 20,74), der Fettanteil betrug 15,62% des Gesamtkörpergewichts (m: 12,45%, w: 19,98%).

3.1.2 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss

Die in diesem Versuch, der folgend als Standardversuch bezeichnet wird, in sechs Kraftabstufungen, Ruhewert, 10%, 30%, 50%, 80%, 100% MVC, ermittelten Daten von 19 Probanden für den Parameter RMS ergaben wie in der folgenden Abbildung zu sehen ist, einen nahezu linearen Verlauf. Die RMS Werte steigen nahezu proportional zur aufgewendeten Kraft bis hin zum Maximum. Hierbei wurden keine Absolutwerte für den Amplitudenparameter verwendet, sondern Relativwerte, um die Ergebnisse interindividuell vergleichbar zu machen.

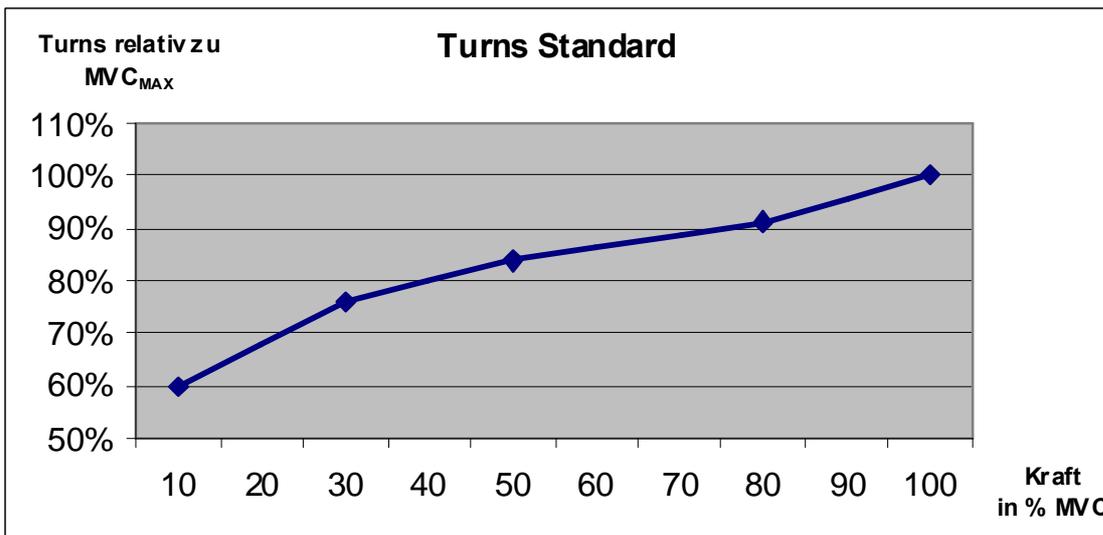


Kraft	0	10	30	50	80	100
RMS %	6%	17%	34%	47%	79%	100%

Abbildung 8 und Tabelle 1: Verlauf der RMS Amplitude unter verschiedenen Muskelbelastungsstufen

Bei den Turns besteht eine relativ hohe Grundaktivität. Steigende Beanspruchung führt zu einem raschen weiteren Ansteigen dieser Werte. Dieser Anstieg des Turns erreicht jedoch bis zur Belastung von 50% MVC, also der halben Maximalkraft, eine gewisse Sättigung. Erst bei extremer Muskelbelastung nehmen die Turns nochmals deutlich zu und laufen mit starker Steigung gegen das Maximum.

Auch hier wurden Relativwerte zur interindividuellen Vergleichbarkeit ermittelt.



Kraft	0%	10	30	50	80	100
Turns%	10%	60%	76%	84%	91%	100%

Abbildung 9 und Tabelle 2: Verlauf des Parameters Turns unter verschiedenen Muskelbelastungsstufen

Beide Parameter sind abhängig von der aufgewendeten Kraftstufe. Ein vermehrter Kraftaufwand führt bei den beiden gemessenen Parameter zu einem kontinuierlichen, deutlichen Anstieg.

Auch bei getrennter Betrachtung von Frauen und Männern zeigt sich der bereits beobachtete S-Verlauf der Kurve. Es ist auffällig, dass der Durchschnitt der Werte bei den Frauen früher ansteigt als bei den Männern. Dieser Unterschied konnte allerdings nicht statistisch signifikant nachgewiesen werden. Zur Klärung wären weitere Versuche notwendig.

3.1.2.1 Vergleich des Parameterverlaufs bei männlichen und weiblichen Probanden

Betrachtet man den Verlauf der Steigungen, so fällt als deutlichster Unterschied der Anstieg des Parameters Turns bei den Männern zum Ende der Kurve hin auf.

Ist der S-Verlauf der Kurve durch die Überlagerung der Messungen von zwei verschiedenen funktionierenden Muskelzellentypen bedingt, dann kann dieser Anstieg ein Hinweis auf eine erhöhte Mobilisierbarkeit des langsamen Muskeltyps bei den Männern sein. Ein Zusammenhang mit der Rekrutierung neuer motorischer Einheiten, Feuerungsratenveränderungen und Variation der Überleitgeschwindigkeit bleibt zu diskutieren.

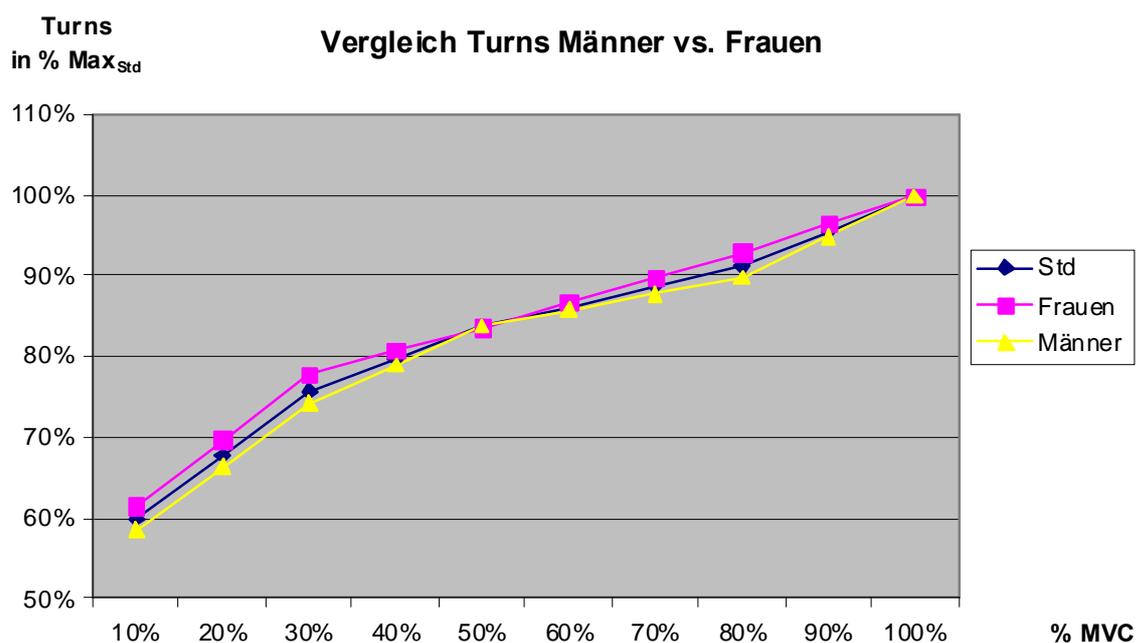


Abbildung 10: Vergleich des Parameters Turns von männlichen und weiblichen Probanden

Für den Parameter RMS hat ein Vergleich zwischen Frauen und Männern keine Aussage ergeben.

3.1.3 Versuchsabschnitt unter Kälteeinfluss

Bei Abweichungen von den im Standardversuch ermittelten Werten wurden die, unter Kälteeinfluss ermittelten Messwerte mittels des Wilcoxon Tests für paarige Stichproben auf signifikante Abweichung von den Standardkurven geprüft.

Für den Parameter RMS ergaben sich in keiner der im Versuch getesteten Kraftabstufungen von 0%, 10%, 30%, 50%, 80% MVC signifikante Abweichungen von den Werten, welche ohne Temperatureinfluss ermittelt worden waren. Dies wurde mittels des Wilcoxon Tests statistisch nachgewiesen.

Der Graph, der sich aus der Auftragung von relativierten RMS in % zur MVC unter Kälteeinfluss ergibt, ist ebenso wie die Werte im Standardversuch linear mit nahezu identischen Werten. Ein Einfluss von Kühlung auf die RMS Amplitude ließ sich im Versuch nicht nachweisen.

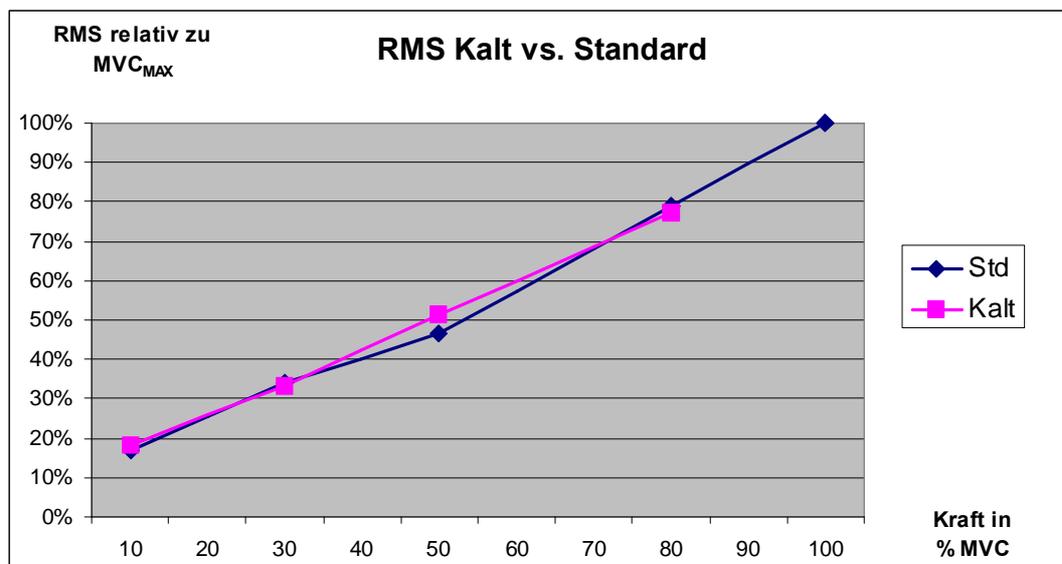


Abbildung 11: Vergleich des RMS Amplitudenverlaufs mit und ohne Einfluss von Kältereizen

Die unter Kälteeinwirkung ermittelten Werte für den Parameter Turns unterschieden sich gemäss dem Wilcoxon Test nicht signifikant in den Kraftabstufungen 0% und 10% MVC. Unter Belastungen von 30%, 50% und 80% der MVC jedoch ist der Einfluss von Kälte auf die Turns statistisch signifikant nachzuweisen.

Der -aus den im Versuch unter Kälteeinwirkung erhobenen Daten- ermittelte Graph zeigt den gleichen Kurvenverlauf wie der Graph der Standardwerte, jedoch auf einem niedrigeren Niveau.

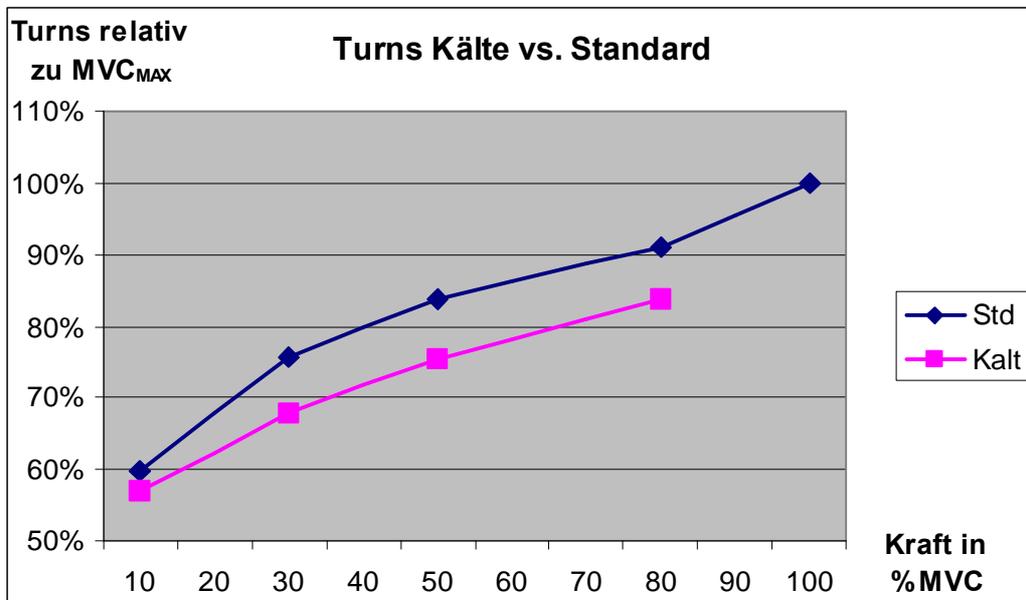


Abbildung 12: Vergleich des Verlaufes des Parameters Turns mit und ohne Einfluss von Kältereizen



Abbildung 13: Diagramm zur Signifikanzabweichung von Standardwert zu Werten unter Kälteeinfluss des Parameters Turns

3.1.3.1 Vergleichsbetrachtung verschiedener Temperatureinflüsse

In einer, am gleichen Institut vorgelegten Doktorarbeit von Thomas Fischer [Fischer 2002] wurden Studien zum Einfluss von Wärme auf die Muskelaktivität durchgeführt. In den Grafiken in diesem Kapitel werden diese Daten mit dargestellt. Die Wärmekurve bestätigt den gefundenen Kurvenverlauf sowie den gefundenen Anstieg der Turns mit der Temperatur.

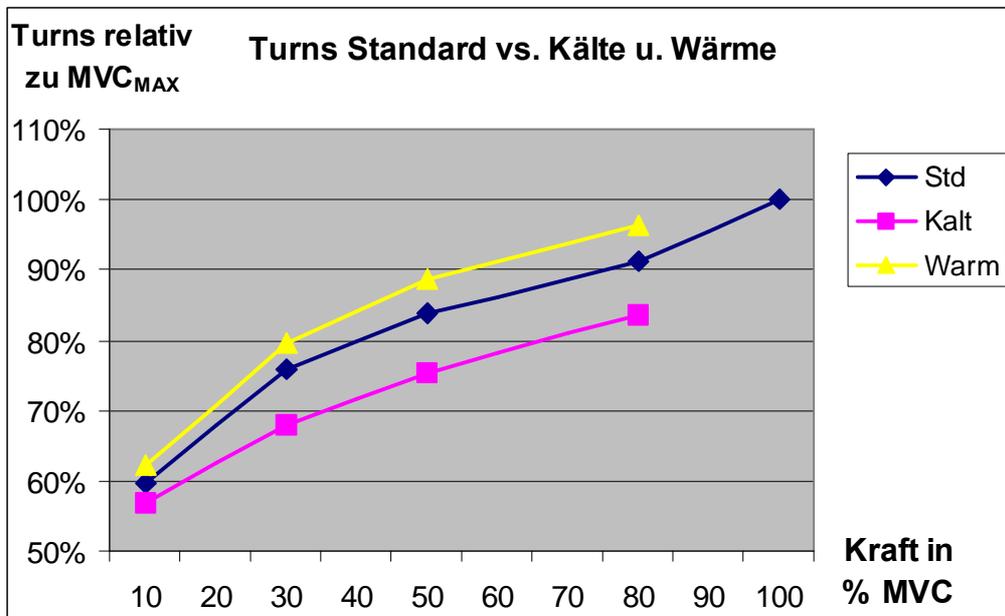


Abbildung 14: Vergleich des Verlaufs des Parameters Turns unter Wärme- und Kälteeinfluss

Ebenfalls ließ sich für den Parameter RMS kein Einfluss von Wärme nachweisen. Der lineare Anstieg der Werte mit steigender Kraftaufwendung bleibt auch hier erhalten.

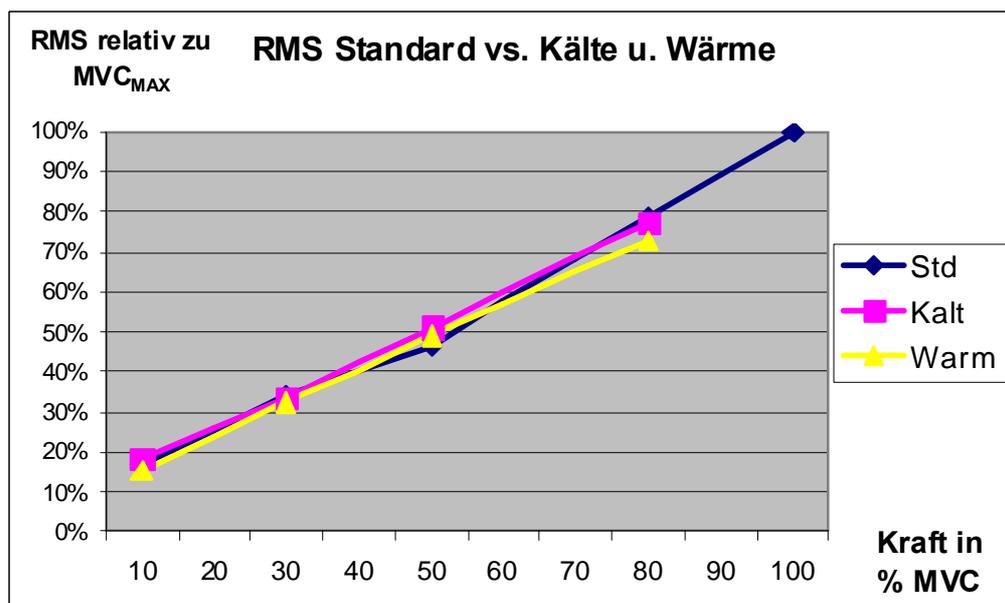
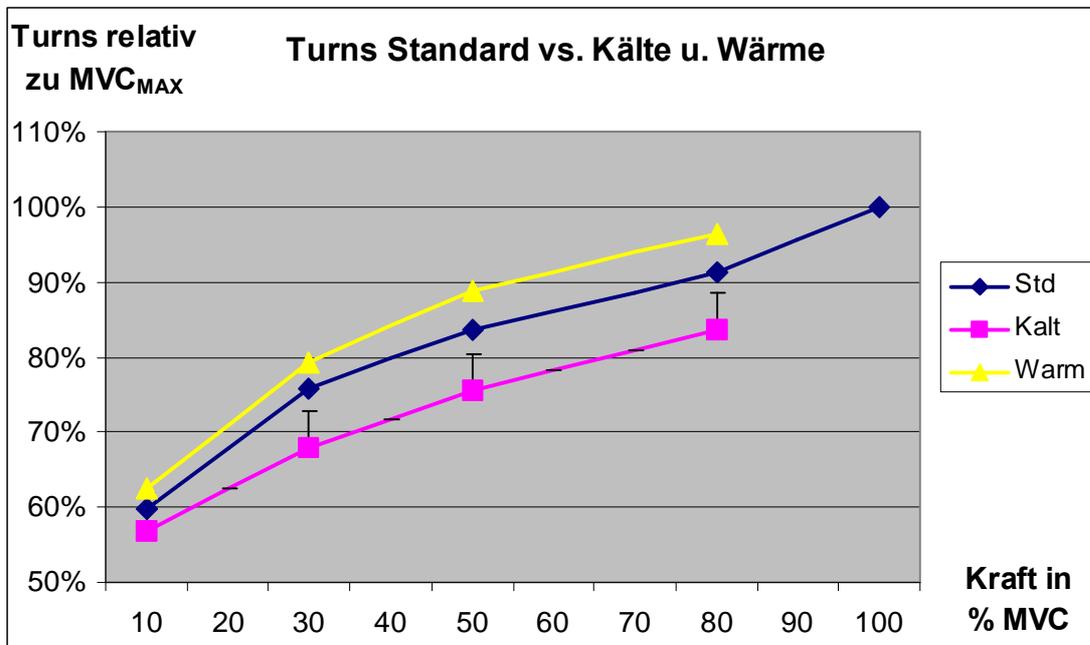


Abbildung 15: Vergleich des Verlaufs des Parameters RMS unter Wärme- und Kälteeinfluss

Bei einem direkten Vergleich der Ergebnisse von Kälte und Wärme ergaben sich in allen Belastungsstufen signifikante Abweichungen des Parameters Turns bis zu einer Fehlerwahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,01$.



Mittel	1%	10	30	50	80	100
Std	10%	60%	76%	84%	91%	100%
Kalt	10%	57%	68%	75%	84%	
Warm	9%	62%	79%	89%	96%	

Abbildung 16 und Tabelle 3: Vergleich des Parameters Turns unter drei Temperaturbedingungen mit Signifikanznachweis der Abweichung von Werten unter Wärme- und Kälteeinfluss

Für den Parameter RMS konnte nur ein signifikant abweichender Ruhewert ermittelt werden.

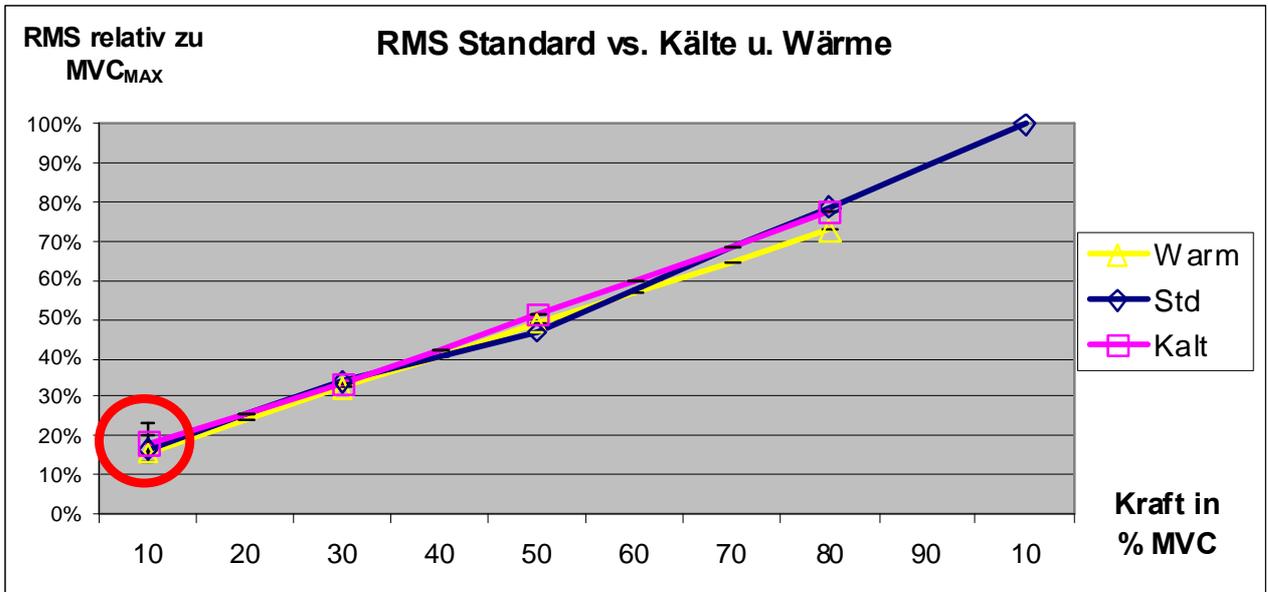


Abbildung 17: Vergleich des Parameters RMS unter drei Temperaturbedingungen mit Signifikanznachweis der Abweichung von Werten unter Wärme- und Kälteeinfluss

Daten zum Signifikanznachweis sind dem Anhang zu entnehmen.

3.1.4 Kontrollversuch

Im Kontrollversuch ergaben sich für keinen der gemessenen Parameter signifikante Abweichungen von der Standardkurve. Die ermittelten Graphen entsprachen weitgehend den im Versuch ohne Kälteeinwirkung gewonnenen Diagrammen.

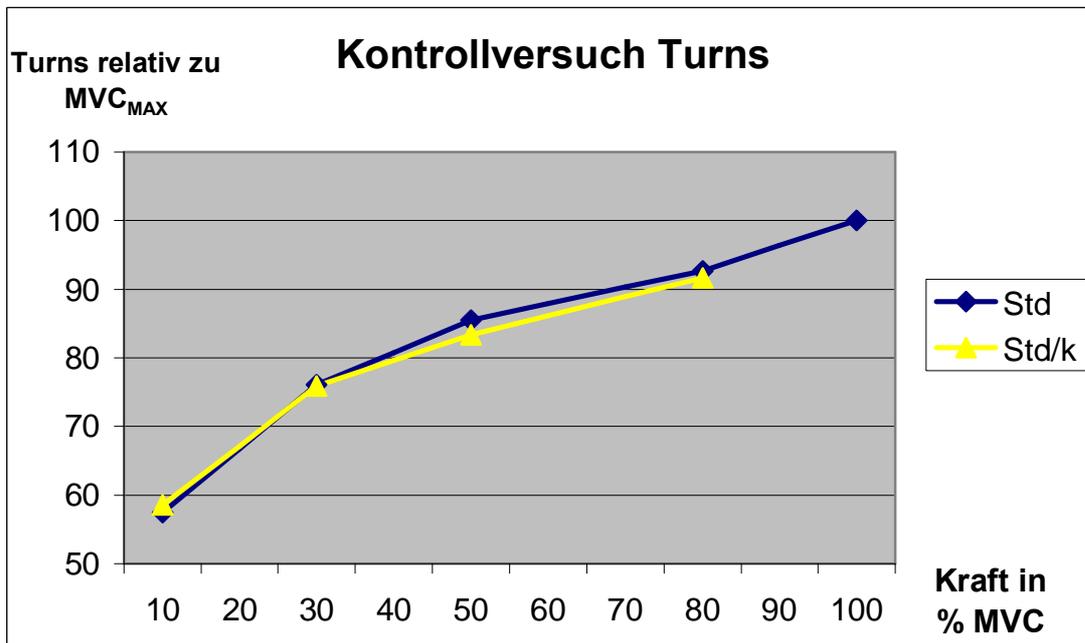


Abbildung 18: Vergleich der Kontroll-Messreihen zum Parameter Turns

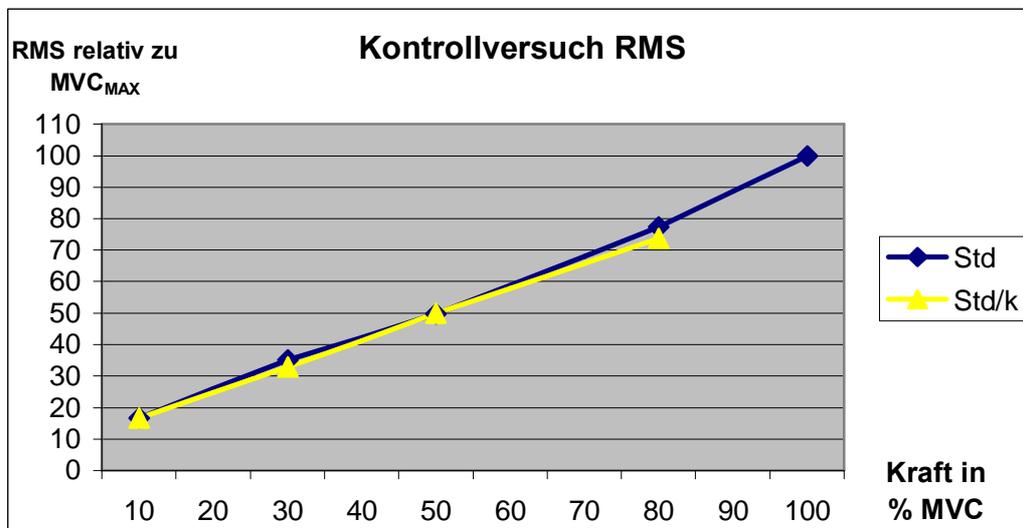


Abbildung 19: Vergleich der Kontroll-Messreihen zum Parameter RMS

Auch in diesem Versuchsabschnitt konnte bei beiden gemessenen Parametern der bereits zuvor beobachtete Anstieg bei zunehmendem Kraftaufwand festgestellt werden.

3.2 Der Versuch mit ermüdender isometrischer Muskelausdauerarbeit

Aufgrund der Diffizilität und Komplexität des Themas der Muskelermüdung hätte ein präzise konzipiertes Experiment den Rahmen dieser Arbeit gesprengt. Deshalb wurde auf eine statistische Auswertung der erhobenen Daten in diesem Versuch verzichtet. Die hier dargestellten Aspekte sind deswegen als Trendanalyse zu betrachten.

3.2.1 Versuchspersonen

An Versuch 3.2. nahmen 15 Versuchspersonen teil, davon waren 11 männlich, 4 weiblich. Die durchschnittliche Größe 178,33 cm (m: 182,0 cm, w: 168,25 cm), das Durchschnittsgewicht betrug 73,73 kg (m: 77,0 kg, w: 64,75 kg), das Durchschnittsalter 26,47 Jahre (m: 26,54 Jahre, w: 26,25 Jahre). Der mittlere BMI betrug 22,95 (m: 23,02, w: 22,76), der Fettanteil des Probandenkollektivs betrug 15,05% des Gesamtkörpergewichts (m: 13,63%, w: 18,98%).

3.2.2 Versuchsabschnitt ohne Temperatureinfluss

In diesem Versuchsabschnitt wurden die Probanden ermüdenden Muskelbelastungen bei 30 % und 50 % MVC ausgesetzt. Die Versuchspersonen hielten die erforderlichen Belastungen bis hin zur individuellen Erschöpfungsgrenze, wobei der Versuch bei Schmerzempfindung oder subjektivem Muskelversagen abgebrochen wurde.

Die unten zu sehenden Diagramme zeigen einen zeitlich beschränkten Ausschnitt der erzielten Messwerte der Muskeldauerleistung, bis zum freiwilligen Abbruch des Versuchs durch den Großteil der Probanden. Die nicht dargestellten Daten können dem Anhang entnommen werden.

3.2.2.1 Parameter RMS bei ermüdender Dauerbelastung von 30% MVC

Die absoluten Werte der RMS unterscheiden sich individuell stark voneinander. Die gemessenen Werte ändern sich jedoch über den Versuchsverlauf kaum.

Es lassen sich hierbei 2 typische Kurvenverläufe unterscheiden:

1. Relativ ebenmäßiger Verlauf der Werte auf gleichem Niveau
2. Stark schwankende Werte, die einem längerfristigen Zyklus überlagert scheinen

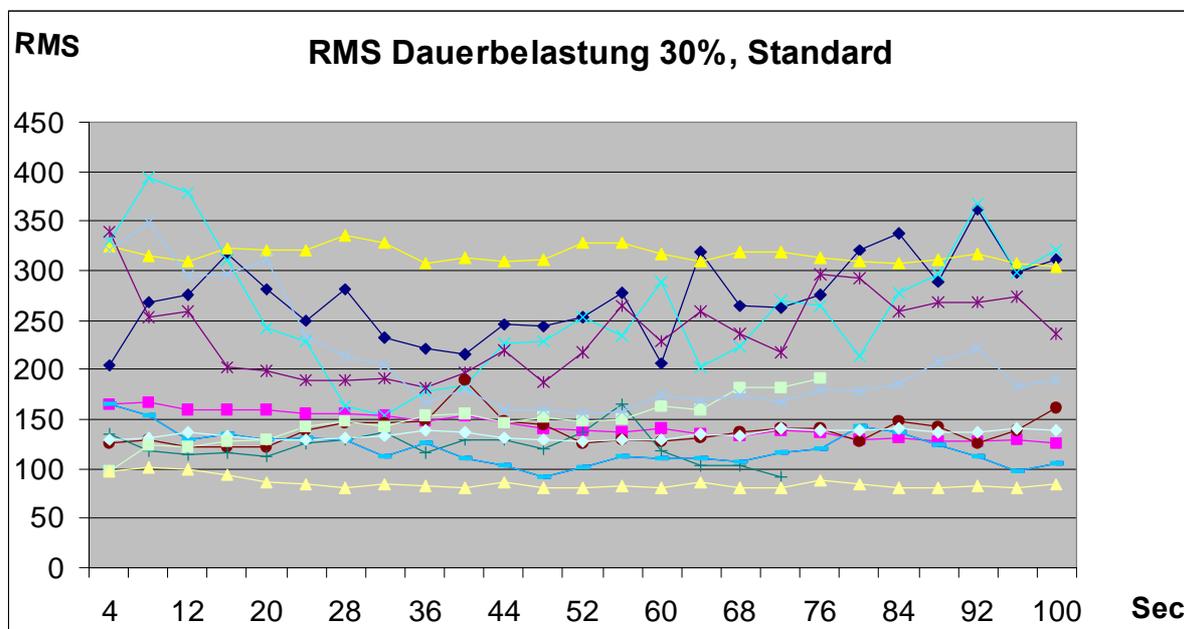


Abbildung 20: Parameter RMS bei ermüdender Belastung von 30% MVC

3.2.2.2 Parameter RMS bei ermüdender Dauerbelastung von 50% MVC

Der bei 30% MVC gefundene Kurvenverlauf erscheint bei 50% erneut. Der Anteil der Probanden, der einen stabilen RMS Kurvenverlauf zeigt ist jedoch gestiegen.

Der Zeitraum, über den die Probanden die erforderliche Kraft aufrecht erhalten konnten, ist gesunken.

Die absoluten Werte der RMS sind entsprechend der Messungen der RMS bei steigender Kraftaufwendung proportional gestiegen.

Ein Zusammenhang zwischen RMS -Werten und der Zeit bis zum Versuchsabbruch ist nicht zu erkennen.

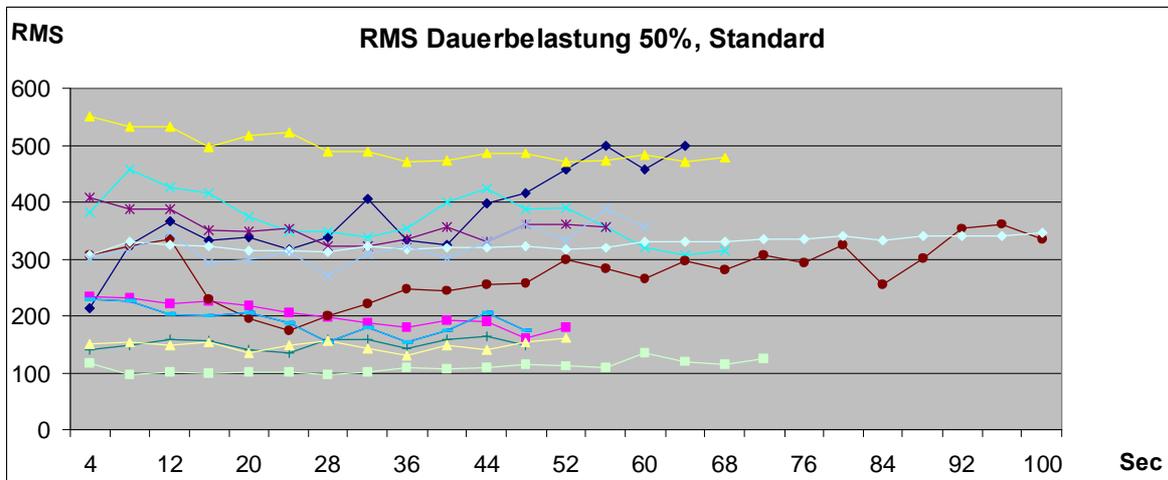


Abbildung 21: Parameter RMS bei ermüdender Belastung von 50% MVC

3.2.2.3 Parameter Turns bei ermüdender Dauerbelastung von 30% MVC

Der Parameter Turns bei 30% MVC fällt bei den Versuchspersonen über die Zeit ab. Das individuelle Niveau unterscheidet sich dabei um bis zu 50%. Die zeitlichen Schwankungen innerhalb der einzelnen Kurven sind dabei relativ gering.

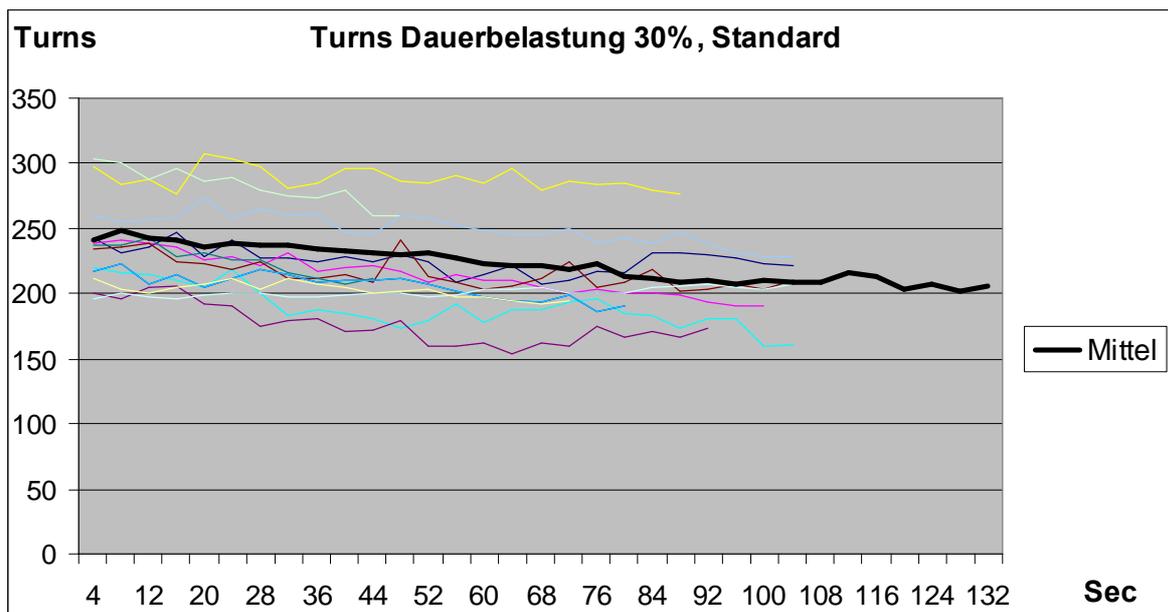


Abbildung 22: Parameter Turns bei ermüdender Belastung von 30% MVC

3.2.2.4 Parameter Turns bei ermüdender Dauerbelastung von 50% MVC

Der Parameter Turns bei 50% MVC weist ein Abfallen über die Zeit der ermüdenden Belastung auf. Die anfangs individuell unterschiedlichen Werte nähern sich dabei über die Zeit aneinander an. Dieser Effekt wird mit dem Mittelwert der Messwerte verdeutlicht.

Das Niveau zu Beginn des Versuchs hat keinen erkennbaren Einfluss auf die maximale Haltedauer.

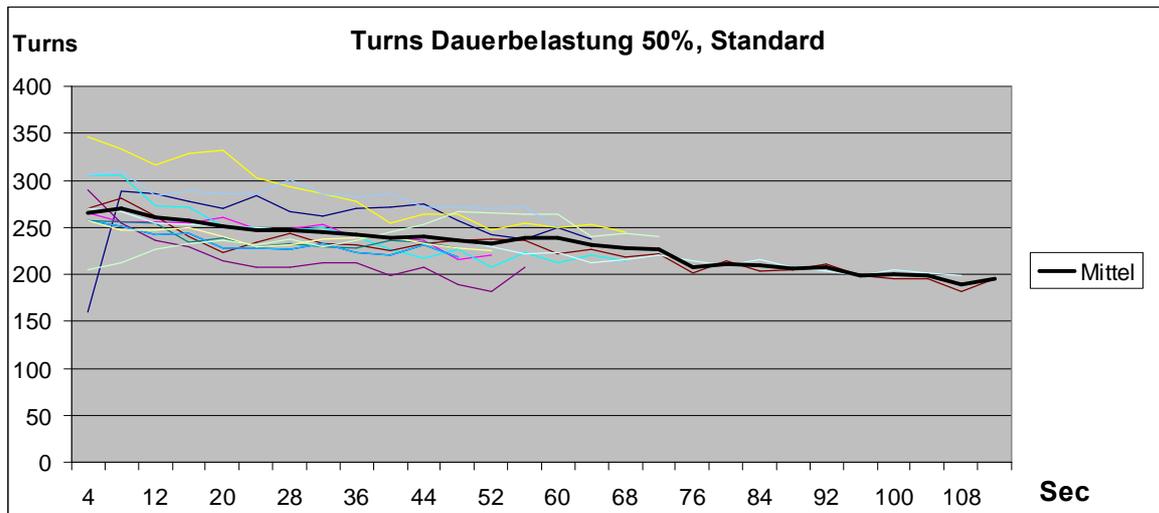


Abbildung 23: Parameter Turns bei ermüdender Belastung von 50% MVC

3.2.3 Versuchsabschnitt mit Kälteeinfluss

Drei der Kurven, 30% MVC sowie 50% MVC des Standard zeigen ein zu den vorangegangenen Diagrammen konsistentes Bild. Hier sinken die Werte über die Zeit. Ebenfalls liefert für 30% MVC die unter Kälte gemessene Kurve niedrigere Werte als die Vergleichskurve.

Bei 50% MVC stimmt die Beobachtung zu Beginn des Versuchs mit der erkannten Erniedrigung der Werte in den oben beschriebenen Versuchen unter Kälte überein. In Abweichung zu allen bisher beobachteten Werten verringern sich diese Werte aber im Verlauf der Zeit nicht.

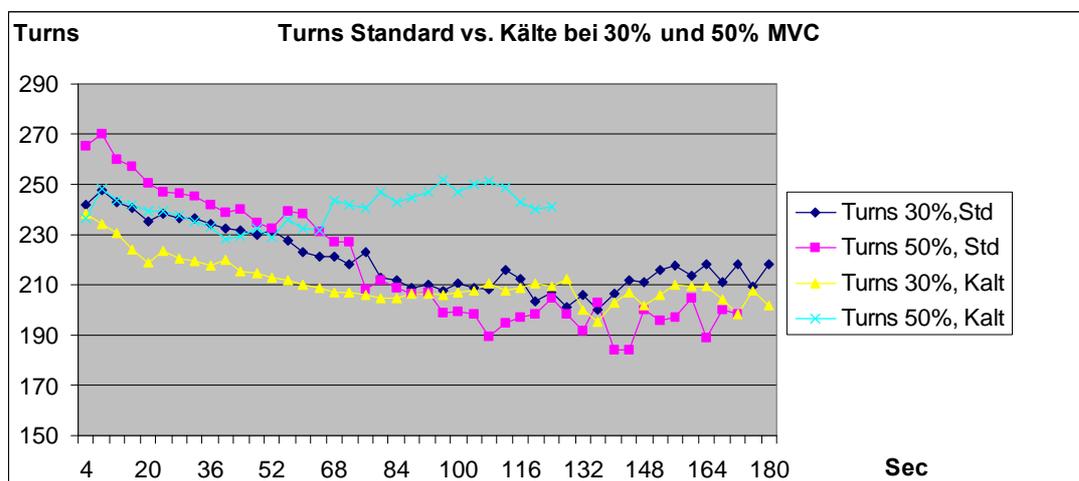


Abbildung 24: Vergleich des Parameters Turns aller Probanden unter Kälteeinfluss

Durch Kühlung wird RMS verringert, die Kurve wird zudem glatter.

Zu Beginn der Versuche stimmen die Werte unter Normalbedingungen und Kälte gut überein.

Mit dem zeitlichen Verlauf ergibt sich aber eine Absenkung des RMS Parameters.

Die scheinbare Glättung der Kurven durch Kälte entstand durch die Mittelung der Daten und sollte vernachlässigt werden.

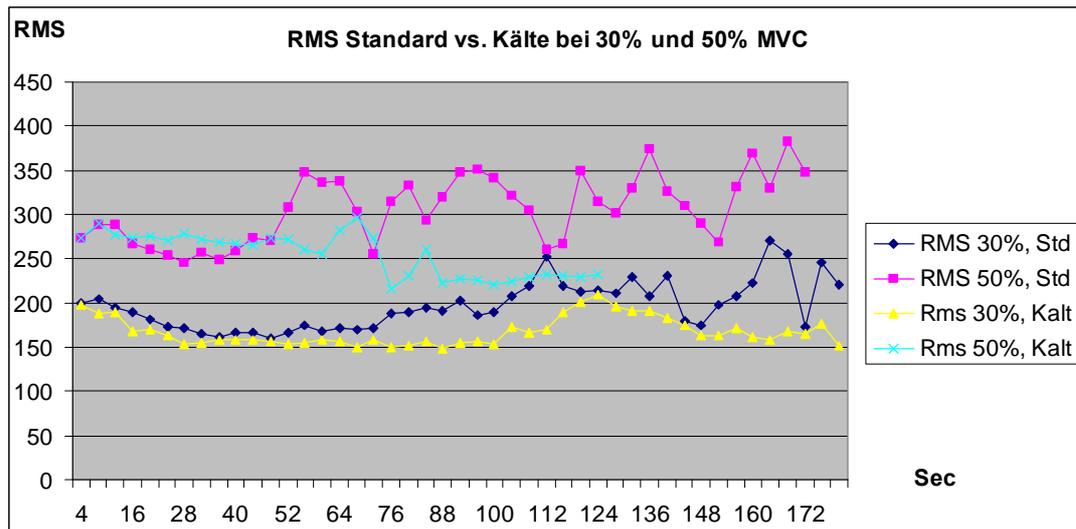


Abbildung 25: Vergleich des Parameters RMS aller Probanden unter Kälteeinfluss

4. Diskussion

4.1 Versuchsaufbau und Versuchsanordnung

4.1.1 Versuchsaufbau

In einer Reihe von umfassenden Vorversuchen wurden die für unsere Experimente optimalen Versuchsbedingungen ausgetestet. Pausenlängen, Kraftabstufungen und Versuchsablauf wurden so gewählt, dass systematische Fehler weitgehend vermieden wurden. Durch die Anpassung der Apparaturen an die individuellen Anforderungen der Probanden und deren eingehende Unterweisung in den Versuchsablauf wurde eine hervorragende Mitarbeit gewährleistet. Auf ausreichende physische und mentale Erholung zwischen den Versuchen wurde geachtet, so dass keine ungewollten Ermüdungseffekte oder Mischeffekte zwischen den Versuchsreihen auftraten. Die Tests des Kontrollkollektivs wurden nach Möglichkeit zu den gleichen Tageszeiten abgehalten wie die Versuche zur Kälteableitung. Einflüsse durch zirkadiane Veränderungen konnten so vermieden werden. Auf Unterkühlung der Haut oder auf die Auslösung von Schmerzreizen wurde geachtet, indem ein Temperaturfühler auf der Hautoberfläche aufgebracht wurde, der eine stets aktuelle Kontrolle der Oberflächentemperatur gewährleistete.

Die Kraftstufen wurden so gewählt, dass ein möglichst großes Kraftspektrum zu betrachten war. Dies ermöglichte die Beobachtung der Aktivität verschiedener Muskelfasern sowohl in niedrigen, als auch in hohen Leistungsstufen. Die Belastungsstufen von 10% MVC als Muskelkraft unterhalb der Ermüdungsschwelle [Bigland-Ritchie et al. 1984] und 50% MVC, als Stufe an denen sich das Rekrutierungsverhalten ändert, wurden bewusst in ihrer Größe eingerichtet.

4.1.2 Versuchsanordnung

Bei der Versuchsanordnung wurde der Vermeidung systematischer Fehler ein hoher Stellenwert eingeräumt. Insbesondere Temperatureinflüsse wurden durch die Verwendung eines klimatisierten Raumes, der eine konstante Raumtemperatur von 21 °C und eine Luftfeuchtigkeit von 60% gewährleistete [Krause et al. 2001], weitgehend unterbunden. Somit konnte eine mögliche Verfälschung der Messergebnisse unter Temperatureinfluss minimiert werden.

Zur Vermeidung elektrischer Störquellen wurden alle nicht am Versuch beteiligten Elektrogeräte entfernt oder, wenn dies nicht möglich war, ausgeschaltet. Auf eine gute Erdung der Probanden wurde stets geachtet.

4.2 Material und Methoden

4.2.1 Material

4.2.1.1 Versuchspersonen

Bei der Auswahl der Probanden wurde insbesondere darauf geachtet, eine repräsentative Auswahl gesunder, erwachsener Personen auszuwählen und zur Teilnahme an den Experimenten zu motivieren. Die Versuchsteilnehmer sollten in einem Alter sein, das keine Muskelfaserveränderungen durch Wachstum oder Altersatrophie vermuten ließ. Auf ein ausgewogenes Verhältnis von männlichen und weiblichen Studienteilnehmern wurde geachtet. Ein BMI von > 25 galt genauso wie ein erhöhter Körperfettanteil als Ausschlusskriterium zum Versuch, da dieser Faktor eine Veränderung der elektromyographischen Ableitung durch Filtereffekte verursachen hätte können [DeLuca 1985]. Extreme sportliche Belastungen am Vortag wurden den Teilnehmenden untersagt, um eventuelle metabolische Veränderungen oder Nachwirkungen von Muskelermüdung nach Anstrengung auszuschließen. Zudem wurden nur Teilnehmer ausgewählt, die keine Leistungssportarten ausüben. Dies hielt das Kollektiv homogen und verhinderte ein verzerrtes Bild der Muskelfaserzusammensetzung zu erhalten. Für Versuchs- und Kontrollgruppen wurde auf eine ähnliche Zusammensetzung des Probandenkollektivs hinsichtlich des BMI und der Geschlechterauswahl geachtet.

4.2.1.2 Geräte

4.2.1.2.1 Elektromyogramm

Seit Mitte des letzten Jahrhunderts spielt die Elektromyographie als elektrophysiologische Untersuchungsmethode in der Medizin eine wechselhafte Rolle. Das Elektromyogramm zeigt elektrische Potentialänderungen, die mit Oberflächenelektroden von der Hautoberfläche oberhalb der Muskulatur, oder mit Nadelelektroden direkt aus dem Muskel abgeleitet werden können. Somit kann das Elektromyogramm als Ausdrucksmöglichkeit eines physiologischen oder pathologischen Muskelzustandes gesehen werden. Trotz seiner vielseitigen Verwendung in Fächern wie der Anatomie, der Physiologie, der Arbeitswissenschaft, der physikalischen Medizin, der Orthopädie, der Neurologie und besonders der Sportmedizin, kann das EMG bisher entweder nur durch empirische Korrelation zwischen dem myographischen Befund und der Klinik eines Patienten als Beitrag zur Diagnostik [Laurig 1970], oder als Methode zum Screening neuromuskulärer Störungen in Ambulanzen [Wimalaratna et al. 2002] eingesetzt werden. Krankheiten wie etwa die neurogene Muskelatrophie, die Muskeldystrophie, die

Myositis, die Myasthenia gravis oder das Stiff-man-Syndrom gehören heute zu den häufig unter Mithilfe der Elektromyographie diagnostizierten Leiden [DeLuca 1985]. Chance und Problem zugleich sind die große Variabilität in der Auswahl der messbaren Parameter, der Muskelgruppen und Ableitmethoden, die Breite des vorstellbaren Anwendungsspektrums und nicht zuletzt das noch mangelnde Verständnis für die dargestellten neuromuskulären Vorgänge. Dennoch stellt die Elektromyographie eine hervorragende, wenn auch weiterhin verbesserungsbedürftige Methode zur Bestimmung von Muskelbeanspruchung dar.

Grundsätzlich bietet die Elektromyographie durch die Möglichkeit, sowohl Summenaktionspotentiale über einem Muskel abzuleiten (OEMG), als auch einzelne motorische Einheiten zu belauschen (IEMG), ein weites Spektrum an Untersuchungsmöglichkeiten für die verschiedensten Zwecke. Möchte man die Überleitgeschwindigkeit von Muskelfasern (MFCV) genau betrachten, empfiehlt es sich eher ein IEMG abzuleiten, da das OEMG zwar eine systematisch höhere MFCV aufweist, langsam leitende Fasern aber unter Umständen nicht erfasst [Zwarts 1989].

Will man Muskelaktionspotentiale qualitativ nach Form, Dauer und Amplitude analysieren, setzt dies im Normalfall Nadelelektroden voraus, da das OEMG nur summarische, quantitative Aussagen über die EA bestimmter größerer Muskelbezirke vermittelt [Schmidt et al. 1967 b]. Bei der Auswahl des elektromyographischen Verfahrens spielen zudem physiologische Voraussetzungen wie etwa die Faserzusammensetzung der zu untersuchenden Muskulatur oder die Bewegungsart eine nicht untergeordnete Rolle [Moritani et al. 1987]. Unsicherheiten der OEMG Ableitung sind die oft wenig detaillierte Information über anatomische Strukturen, wie z.B. die Gruppierung motorischer Einheiten, Innervation und somit Erregungsausbreitung oder spezielle Innervierungsmuster. Inzwischen können jedoch Feststellungen über Muskelstruktur, neuronale Kontrolle, und Membrandynamik zuverlässig getroffen werden [Rau et al. 1997].

Von großem Vorteil sind bei der Oberflächenelektromyographie ihr nicht invasiver Charakter, die einfache Zugänglichkeit und Handhabbarkeit von Oberflächenelektroden, die Erfahrung des Klinikpersonals mit selbigen, die geringen Kosten für das Messverfahren und die leichte Verfügbarkeit von EMG-Geräten. Durch das Registrieren verhältnismäßig großer Muskelareale [Zmyslowski et al. 1988] ist die Entdeckung vergrößerter ME [Roeleveld et al. 1998], besonders bei muskulär erkrankten Personen, im Vergleich zum IEMG erheblich erleichtert. Neben der Erfassung der Muskelkraft können Verläufe und Therapieeffekte myogener Erkrankungen durch das OEMG erfasst werden [Lindeman et al. 1999], wobei auch

die Abschätzung des Synchronisierungsverhaltens motorischer Einheiten [Yue et al. 1995] zuverlässig möglich ist. Sogar Vorgänge, die über die periphere Erregungsleitung hinausgehen und zentralnervöse Bedeutung haben, können mit dem OEMG erfasst werden [Nakamura et al. 1997]. Somit gilt das OEMG heute als zuverlässige Methode neuropathische und myopathische Krankheitsbilder zu differenzieren [Wimalaratna et al. 2002].

Die Oberflächenelektromyographie bietet zudem eine hohe Zuverlässigkeit für reproduzierbare EMG Messungen innerhalb kurzzeitiger (innerhalb 90 Min) und mittelfristiger (innerhalb 6 Wochen) Zeitspannen für die Parameter RMS und MF [Kollmitzer et al. 1999], die in unserem Experiment verwendet wurden. Selbst die Zuverlässigkeit von Messungen an verschiedenen Tagen bei der OEMG Ableitung erwies sich in früheren Untersuchungen als beachtlich [Giroux B. et al. 1990]. Im OEMG lässt sich sogar ein Ausdruck verstärkter Muskeleerregung verhältnismäßig wiederzugeben, da es bei einer gesteigerten elektrischen Aktivität nicht zu Veränderungen der Proportion von sich auslöschenden oder aufsummierenden Potentialen kommt [Bigland et al. 1954 b]. Mit dem gewählten Studiendesign und für die von uns angewandte Methode der Kraftmessung bietet die Oberflächenelektromyographie also optimale Voraussetzungen zur zufriedenstellenden Bestimmung der Muskelaktivität und Muskelkraft.

4.2.1.2.2 Parameter

Das Elektromyogramm bietet wie bereits zuvor erläutert eine Vielzahl von Vorteilen in der Klinik. Durch seine ubiquitäre Verfügbarkeit hat es das Potential zu einem wichtigen Diagnostikum im klinischen Alltag zu werden. Problematisch gestaltet sich aber die Vergleichbarkeit mittels des EMG erhobener Daten. Derzeit gibt es keine Normierung innerhalb einer Vielzahl verwendeter EMG-Parameter. Diese sind untereinander oft kaum oder gar nicht in Verbindung zu bringen. Genaue Angaben über die Aussagekraft einzelner Parameter fehlen meist, oder sind nur empirisch bekannt. Die Variationsbreite, allein der häufig verwendeten Parameter, erscheint schon allein für den wissenschaftlichen Gebrauch zu groß. Für die klinische Verwendung fehlen bisher harte Kriterien, welche die Erhebung und Verarbeitung bestimmter Daten verbindlich regeln. Dieses Durcheinander an Vergleichen, Bezeichnungen und Darstellungen verschiedenster Messwerte soll hier zusammengestellt und abgleichbar gemacht werden. Die Einzelparameter werden, soweit möglich, in ihren Eigenheiten dargestellt.

Zur Beschreibung und Interpretation der elektromyographisch abgeleiteten Muskelaktionspotentiale werden üblicher Weise zumeist rein **quantitative** Merkmale

beachtet. Hierbei wird in der Regel eine Integration über die Fläche des elektromyographisch abgeleiteten Musters berechnet, oder es werden Frequenz und Amplitude des Elektromyogramms auf verschiedene Weisen analysiert und bestimmt.

Die große Anzahl verschiedener Parameter beinhaltet unter anderem die Dauer der Amplitude, die Phasenanzahl, die Frequenzrate, das Intervall zwischen beginnenden positiven und negativen Peaks, das Feuermuster, die Rekrutierungsfrequenz, die Rekrutierungsgeschwindigkeit, die Stabilität von Länge bzw. Größe der Konfiguration elektromyographischer Wellenmuster, das Ausbreitungsareal [Daube 1978] und weitere Faktoren. Studien könnte man nach krafterzeugender Kapazität, metabolischen Zuständen und myoelektrischen Merkmalen unterteilen [Beliveau et al. 1992] um genormte Ergebnisse zu erhalten. Diese Einteilung scheint jedoch der gängigen Praxis nicht nahe zu kommen. Die Grobeinteilung des oberflächenelektromyographischen Musters nach Frequenz und Amplitude lässt hingegen eine sinnvolle Unterteilungen in häufig verwendete Messparameter zu.

Als quantitatives, objektives Maß für elektrische Vorgänge im Muskel wird die elektrische Aktivität (EA) verwendet. Sie entspricht der Integrationsfläche der abgeleiteten Aktionspotentiale [Stoboy et al. 1959] und wird als Belastungsparameter und als Indikator für Muskelermüdung [Lippold et al. 1960 a, Person et al. 1970, Giroux Ch. et al. 1990] verwendet. Sie steht in engem Zusammenhang mit der Synchronisierung und Rekrutierung [Person et al. 1970] der Muskulatur. Hierbei verhalten sich die Myointegralwerte linear proportional zum Muskeltonus [Schmidt et al. 1967 b]. Die EA ist ein empfindlicher Parameter, welcher durch verschiedene Faktoren wie etwa die Muskeltemperatur [Mucke et al. 1998], die Stärke der aufgebrachten Kraft [Bigland et al. 1954 b], die Elektrodengröße [Laurig 1970], die Pausenlänge oder metabolische Faktoren wie Laktat und Katecholaminspiegel [Chwalbinska-Moneta et al. 1998] beeinflussbar ist. Schon die Anzahl der hier unvollständig aufgeführten Einflussfaktoren legt die Vermutung nahe, dass eine detailliertere Bestimmung der Muskelaktionspotentiale nötig ist, um Aussagen über elektromyographische Ableitungen zu präzisieren und interpretierbar zu machen.

Sinnvoller als die quantitative Messung von myoelektrischer Aktivität erscheint also die in unseren Experimenten praktizierte **qualitative Messung** der elektrischen Muskelaktionspotentiale. Eine Unterteilung in Frequenz und Amplitudenkomponente des abgeleiteten Elektromyogramms ist zu Analysezwecken unerlässlich. Besonders bei der

Frequenzbestimmung herrscht noch eine fast willkürliche Namensgebung der Parameter. Hier sind die am häufigsten verwendeten Einheiten zusammengestellt und erklärt:

Für die **mediane Frequenz** werden die Synonyme MDF, MF und median frequency gleichermaßen verwendet [Zedka et al. 1997, Elert et al. 1999]. Die MF ist ein empfindlicher Parameter und kann leicht durch Ermüdung und Muskellängenveränderung variieren [Doud et al. 1995]. Sie ist zudem thermosensibel und steigt mit steigender Temperatur [DeLuca 1985] an. Sie ist also ein zwar leicht beeinflussbarer, aber dafür hoch sensibler Parameter, der schon auf kleine Veränderungen zuverlässig reagiert. Das Abfallen der medianen Frequenz kann sogar direkt zu veränderten Latenz neuromuskulärer Synapsen in Beziehung gesetzt werden [Mucke et al. 1998] und spiegelt unmittelbar die Veränderung der physiologischen Vorgänge in der Muskulatur wieder. In Retest-Verfahren stellte sich die MF als einzig zuverlässig reproduzierbarer Parameter dar [Kollmitzer et al. 1999].

Die **mittlere Frequenz** wird unter anderem unter folgenden Bezeichnungen verwendet: MNF, MPF, f mean, mean frequency und center frequency (CF) [Hagberg 1981, Elert et al. 1999]. Die mittlere Frequenz ändert sich unter Belastung in zwei Stufen, wobei es kaum nachweisbare Zusammenhänge zwischen der prozentualen Belastung der Maximalkraft und der Frequenzveränderung gibt. Im Zustand der beginnenden Muskelermüdung sinkt die mittlere Frequenz ab, obwohl zu diesem Zeitpunkt noch keine Kraftminderung der kontrahierenden Muskulatur erkennbar ist [Hagberg 1981, Gerdle et al. 1988, Potvin 1997]. Ursächlich hierfür ist die fortwährende Kontraktion niederfrequent entladender Muskelfasern. Zusätzlich werden vermehrt Signale, welche das Gewebe durchströmen, aufgenommen und wirken so als Niederfrequenzfilter. Die mittlere Frequenz ist zudem bekanntermaßen direkt von der Geschwindigkeit der neuromuskulären Überleitung, der Muskelfaserleitgeschwindigkeit in Ermüdung [Kleine et al. 2001] und der Muskelfaserzusammensetzung des untersuchten Muskels [Mucke et al. 1998], sowie von der Muskeltemperatur abhängig [Petrofsky et al. 1980 b, Matthews et al. 1980]. Ein Abfallen der Muskeltemperatur führt zu Abfallen von CF und MPF [Mucke et al. 1998]. Es besteht also bei der Oberflächenelektromyographie die Möglichkeit, die mittlere Frequenz durch die Elektrodenart, die Kraftabstufung, die Kontraktionszeit, die Dicke des subkutanen Fettgewebes und durch die Muskelart [deLuca 1985] auf die Frequenzableitung, zu beeinflussen.

Die mittlere Frequenz gilt allgemein als Indikator lokaler muskulärer Ermüdung [Kilbom et al. 1983]. Im Bereich der Muskelermüdung gehört die mittlere Frequenz zu einem der am Besten untersuchten Parameter überhaupt. Sie fällt kurz vor bzw. nach dem Beginn des Kraftverlustes bei Ausdauerexperimenten [Arendt-Nielsen et al. 1988]. Bei diesen Belastungen fällt sie zunächst ab und stabilisiert sich dann auf einem konstanten Niveau. Dieses Phänomen ist durch biochemische Veränderung von Typ II Fasern verursacht, wobei die vorwiegend bei Typ I Fasern auftretende Hypoxie unter anaeroben Belastungsbedingungen nicht über die mittlere Frequenz identifizierbar ist [Gerdle et al. 1992]. Der Zusammenhang zwischen der mittleren Frequenz und der Ausdauerleistung der Muskulatur wurde umfassend untersucht [Merletti et al. 1996]. Neben den Untersuchungen zum Verhalten der mittleren Frequenz bei Ermüdung zeigt sich in Studien zur Muskelphysiologie eine Abhängigkeit der mittleren Frequenz von zentralen Einflüssen wie der Entladungsfrequenz und der Synchronisierung. Bei der Synchronisierung motorischer Einheiten fällt die MF ab [Kleine et al. 2001].

Die **Amplitude** ist ein gut untersuchter EMG-Parameter im Bereich der Muskelermüdung. Zur Bestimmung der Amplitudenveränderungen werden viele Varianten dieses Parameters verwendet. In den meisten Studien ist nicht differenzierbar, welcher Anteil der Amplitude für die Versuchsdurchführung gewählt wurde, da die Autoren lediglich das Ansteigen oder Abfallen der Amplitude beobachten, jedoch keine genaue Amplitudenanalyse vornehmen.

Die am Häufigsten verwendete **Mean Rectified Voltage (MRV)** ist als mittlere Amplitude in μV während eines Ableitintervalls, nach Glätten des Wellenmusters durch den Computer definiert. Die mittlere Amplitude gilt als Indikator für die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten [Bayer et al. 1950] bzw. für die Muskelermüdung, im speziellen für die zentrale Ermüdung [Kilbom et al. 1983]. Im Falle der Ermüdung steigt die Amplitude an [Lind et al. 1979, Lawrence et al. 1983, Hagberg 1981]. Der Amplitudenanstieg wird auf eine zusätzliche Rekrutierung motorischer Einheiten zurückgeführt [Lippold et al. 1957, Maton 1981 b, Rau et al. 1997]. Synchronisierung ist eine weitere Ursache für den Anstieg der Amplitude. Sie reflektiert eine Verschiebung der Frequenzbreite und variiert unter anderem mit dem Elektrodentypus [DeLuca 1985]. Betrachtet man den Zusammenhang zwischen aufgewendeter Kraft und Amplitudenveränderung werden sowohl lineare, als auch nicht lineare Zusammenhänge [Lind et al. 1979, Lawrence et al. 1983] beschrieben. Auffällig ist, dass bei einem Abfallen der Feuerungsrate die Amplitude absinkt.

Die von uns verwendete Root Mean Square (**RMS**) entspricht dem Wert des Integrals der mittleren Amplitude [Zedka et al. 1997] gemessen über das Ableitintervall von vier Sekunden. Ein selten verwendete alternativer Parameter ist das MAV, das die Schwankungen, welche durch die SNZ (signal noise ratio, entsprechend der mittleren Amplitude/Standardabweichung) entstehen, berücksichtigt [Clancy et al. 1999]. Genauso rar verwendet man die SAR (signal amplitude ratio als die RMS der aktiven Flexion/ RMS der passiven Relaxation) als Parameter zur Bestimmung der Entspannungsfähigkeit von vorher kontrahierter Muskulatur zwischen maximalen isokinetischen Kontraktionen [Elert et al. 1999].

Die RMS wurde bisher in vielen Studien insbesondere zur Erforschung der Muskelermüdung als Amplitudenparameter eingesetzt und gilt als guter Belastungsparameter für die Messung von Muskelermüdung [Iggo 1990, Sinderby et al. 1998, Cerqueira et al. 1999, Cook et al. 1999, Lucia et al. 1999, Hermans et al. 1999]. Die RMS steht im engen Zusammenhang mit der Muskelspannung, der aufgewendeten Muskelkraft [Melaku 2001 et al.] und Feuerungsrate [Gerdle et al. 1992], welche bei maximalen Initialbelastungen abfallen. Steigt die Muskelanspannung, so steigt auch die RMS [Larsson et al. 1999]. Dies kann durch einen Abfall der Feuerungsrate der Muskulatur nach anfänglicher Maximalbelastung erklärt werden [Gerdle et al. 1990]. Weiterhin können als Ursachen für dieses Phänomen auch eine durch den Filtereffekt bedingten Frequenzveränderung oder die Rekrutierung neuer motorischer Einheiten [Elert et al. 1999] betrachtet werden. Es ist auch denkbar, dass nicht nur zusätzliche Einheiten eines Fasertyps des Muskels rekrutiert werden, sondern aditiv ein weiterer Fasertyp rekrutiert bzw. zugeschaltet wird [Krogh-Lund et al. 1999]. Betrachtet man das Verhältnis von RMS zur ausgeübten Kraft in % MVC ergibt sich unter Normalbedingungen ein linearer Zusammenhang [Petrofsky et al. 1980 b].

Der in unseren Versuchen ebenfalls verwendete Parameter **Turns** bezeichnet die Anzahl der Spitzen, die 100 μ V übersteigen bezogen auf die Zeit. Eine Bestimmung der Entladungsfrequenz in Hz ist somit möglich. Der Turn ist abhängig von der Anzahl der Muskelaktionspotentialentladungen insbesondere bei vermehrter Rekrutierung von Muskelfasern [Nandedkar et al. 1986, Christova et al. 1999]. Hierbei kommt es zu Veränderungen der mittleren Amplitude der Turns. Man beobachtet primär einen Anstieg der mittleren Amplitude des Turns, da im OEMG großamplitudige Aktionspotentiale eher rekrutiert werden, als dass einzelne Muskelaktionspotentiale summiert werden. Dieser Parameter wurde vermehrt in Untersuchungen von muskulär Erkrankten eingesetzt [Fuglsang-

Frederiksen et al. 1977, Stempel et al. 1999], wobei der Zusammenhang zwischen Aktionspotentialentladung und Turns klar nachvollzogen werden konnte. Zur optimalen Differenzierung von Neuropathien und Myopathien wird eine Verringerung der Amplitudenschwelle von 100 auf 30 μV empfohlen [Stempel et al. 1999].

Neben den oben eingehend besprochenen Parametern gibt es eine Vielzahl von **Kombinationsparametern** [Nussbaum et al. 1998, Stempel et al. 1999, Hermans et al. 1999], die RMS oder Turns beinhalten. Selten verwendete Parameter wie etwa die SMG [Yoshitake et al. 1999], das absolute Integral oder die spike frequency seien hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt [Pollak 1980], da sie nur in wenigen Studien benutzt und damit in ihrer Vergleichbarkeit und Anwendung sehr beschränkt sind.

4.2.1.2.3 Fettmessgerät

Die alternative Bestimmung zum Ausschluss versuchsungeeigneter Personen zur Messung des Body-Mass-Index, mittels der Impedanzanalyse ermöglichte ein deutlich verbessertes Studiendesign. Durch die Bestimmung des Körperfettanteils konnte ausgeschlossen werden, dass der Effekt des Körperfettgewebes als Niederfrequenzfilter zu systematischen Fehlern in der Versuchsanordnung führen konnte. Insbesondere die Messung der Frequenz im OEMG ist durch diesen Faktor stark zu beeinflussen [DeLuca 1985]. In einer anderen Studie wurde zudem gezeigt, dass die Muskeltemperatur direkt mit der Körperfettmasse zusammenhängt [Petrofsky et al. 1975 a], was für unsere Untersuchung eine nicht unerhebliche Bedeutung hatte.

4.2.1.2.4 Kraftaufnehmer

Kraft ist physikalisch gesehen die Ursache für eine Form- oder Bewegungsänderung eines Körpers. Physiologisch kommt es bei der Krafterzeugung in der Muskulatur zu Spannungsveränderungen, die als Resultat aus komplexen neuronalen, metabolischen und physikalischen Vorgängen zu Bewegung führen. Nur theoretisch ist es möglich eine rein isometrische oder isotone Kontraktion zu vollführen, so dass selbst bei den wie hier im Experiment verwendeten sogenannten rein isometrischen Kontraktionen eine gemischte Bewegungskomponente vorhanden ist. Im Gegensatz zu den sonst meist über Federkraft regulierten Dynamometern wurde in unseren Experimenten ein neu entwickeltes Gerät getestet, das ein Druck-Messstreifen-Verfahren zur Kraftmessung einsetzt. Hierbei konnten präzise Messung von Belastungen bis 200 N realisiert werden. Technisch bedingt hätten höhere Belastungen zu einer Verfälschung der Messergebnisse geführt. Mit dem verwendeten

Modell kann durch seine bauliche Konstruktion derzeit nur eine bestimmte Gruppe von Muskeln untersucht werden. Im Gegensatz zu den in anderen Studien verwendeten Dynamometern, jedoch, bietet der von uns entwickelte Kraftaufnehmer mit den angeschlossenen Kontrollmöglichkeiten, wie dem Amperemeter zur Sichtkontrolle und dem angeschlossenen Schreiber, und der Möglichkeit der Videoaufnahme, welche die Krafterzeugung und EMG Aufzeichnungen mitprotokollieren, eine deutlich verbesserte Apparatur um Kraft zuverlässig messbar zu machen. Die Reproduzierbarkeit einzelner Kraftstufen ist hierbei einfach zu handhaben und, wie sich bereits in einer Vielzahl von Vorversuchen zu unserer Studie zeigte, präzise wiederholbar. Feine Schwankungen bei der Aufrechterhaltung der einzelnen Kraftstufen waren leicht nachvollziehbar und somit gegebenenfalls noch während des Versuchs korrigierbar. Das System ließ sich flexibel auf die Anforderungen und das Leistungsniveau eines jeden Probanden individuell einstellen, was bei kliniküblichen Dynamometern sonst unmöglich ist.

4.2.1.2.5 Elektroden und Anordnung

So bedeutend, wie ein Mikrofon für die Qualität einer guten Tonbandaufnahme ist, so wichtig sind die Elektroden für eine hervorragende elektromyographische Aufzeichnung. Das oberflächlich abgeleitete EMG wird auf verschiedenste Weise von den Elektroden beeinflusst: Mono- oder bipolare Elektrodenanordnung, Interelektrodenabstände, Aufbringung der Elektroden in Längs- oder Querrichtung zum Faserverlauf des abgeleiteten Muskels, Winkel bei Ableitung, Elektrodenart [Vigreux et al. 1979, Zedka et al. 1997], Elektrodengröße [Barkhaus et al. 1994], Ort der Elektrodenaufbringung am Muskel [Roy et al. 1986, Koh et al. 1993], die Nähe zu verschiedenen motorischen Einheiten [Fuglevand et al. 1992], aber auch die Elektrodenanordnung an verschiedenen Tagen [Giroux B. et al. 1990] stellen Einflussgrößen dar, welche das EMG-Muster verändern können.

Der Dipol welcher von einer elektrischen Quelle erzeugt wird, stellt physikalisch gesehen einen Vektor dar, welcher parallel zur Muskelfaserausrichtung verläuft. Bipolare Elektroden wirken hierbei als Antenne. Die Ausrichtung der Achse der Antenne zur Achse des Dipols bestimmt das aufzunehmende elektromyographische Signal. Die parallele Platzierung von Elektroden führt nicht zur Auslöschung des Signals durch die nun theoretisch aufeinanderstehenden Achsen, sondern nur zu dessen Abschwächung, da ein Summensignal von einer Vielzahl von Muskelfasern mit unterschiedlicher Feuerungsrate und Feuerungsmodi abgeleitet wird.

Zusätzlich könnte eine verringerte intramuskuläre Latenz, welche elektrisch senkrecht zum Faserzug der abgeleiteten Muskulatur verläuft, für eine Erniedrigung der mittleren Frequenz in der elektromyographischen Ableitung verantwortlich sein [Zedka et al. 1997].

Es leuchtet ein, dass, eine Zunahme der Interelektrodenabstände eine Vergrößerung des Anteils des erfassten Gewebes bewirkt. Bei einem weiten Elektrodenabstand wird zwar eine größere Menge an Signalen erfasst, gleichzeitig entsteht aber auch ein nicht unbeträchtliches Potential an Signalen, die als Stör- und Rauschsignale Einfluss auf die Versuchsdaten nehmen können. Der Elektrodenabstand nimmt maßgeblichen Einfluss auf die Größe der elektrischen Aktivität [Laurig 1970] und die Amplitude von sensorischen [Nielsen 1973] sowie motorischen [Melaku et al. 2001] Potentialen. Kontrovers zu betrachten ist daher auch die Feststellung, wie der Interelektrodenabstand die Amplitude RMS bei Belastungen von 50 und 80% MVC signifikant verändert oder ob andere Faktoren für diese Beobachtung maßgeblich sein können [Melaku et al. 2001]. Elektrodenabhängige Filterungsaspekte, welche bei kleinen Interelektrodenabständen auftreten, wurden in der Vergangenheit von mehreren Autoren diskutiert [Lindström et al. 1970, Nielsen 1973, Petrofsky 1980 b, Lawrence et al. 1993].

Die Größe der ableitenden Elektrode bzw. die Größe des Kontaktfeldes zur Ableitung sind weitere Einflussfaktoren für die Messergebnisse der Elektroden [Lawrence 1983, Barkhaus 1994]. Bei entsprechender Anordnung können sich für Streifenelektroden und Punktelektroden ähnliche Ableitungsmuster ergeben [Fuglevand et al. 1992]. Ein Aufnahmefeld von weniger als 20 mm Radius wird empfohlen [Barkhaus 1994], um möglichst genaue Ergebnisse zu erhalten. Detaillierter betrachtet wird zur Ableitung kleiner motorischer Einheiten von bis zu 50 Fasern ein Radius von 10 bis 12 mm empfohlen, für größere Einheiten von bis zu 2500 Fasern wird ein Radius von bis zu 35 mm empfohlen, wobei hier die Genauigkeit der Ableitung leidet [Fuglevand et al. 1992].

Mehrere Untersuchungen zeigten, dass die Oberflächenmyographie sowohl Muskelerregungen aus oberflächlichen aber auch aus tief liegenden motorischen Einheiten erfasst [Fuglevand et al. 1992, Barkhaus et al. 1994]. Die so veränderlichen EMG-Parameter sind unter anderem abhängig von der Länge der motorischen Einheit, von der Ausbreitungsgeschwindigkeit zwischen Elektrode und Muskelfaser und von deren anatomischen Entfernung zueinander. Veränderungen des Winkels von der Elektrode zu den abzuleitenden Muskelarealen bei nicht isometrischen Aufnahmetechniken können dadurch entstehen, dass sich die Haut über dem Muskel beispielsweise bei einer Flexion im

Ellebogengelenk verschiebt. Dies führt indirekt zur Ableitung eines anderen Muskelareals, wobei in Untersuchungen keine signifikanten Messwertveränderungen festgestellt werden konnten [Leedham et al. 1995].

Verschieden konzipierte Elektroden führen zu verschiedenen Messergebnissen, da bestimmte Spezialisierungen wie z.B. besonders hohe Sensibilität für Bewegungsmessung über die Auswahl entsprechender Elektroden reguliert werden können [Fuglevand et al. 1992, Zedka et al. 1997]. Die Aufbringung der Elektroden an bestimmten Arealen der Muskulatur spielt eine wichtige Rolle in der Elektromyographie. So erhält eine optimale Ausbildung der mittleren Frequenz bei Anbringung der Elektroden an der Innervationszone und dem myotendinösen Übergang des abzuleitenden Muskels [Roy et al. 1986]. Anordnung in oder senkrecht zur Symmetrieebene des Muskels wurden mit nicht signifikanten Ergebnissen untersucht [Vigreux et al. 1979].

In unseren Versuchen wurde in Anbetracht oben genannter Erkenntnisse eine parallele Anbringung eines bipolaren Elektrodensystems bevorzugt. Eine klinikübliche Schaumstoffelektrode mit einem Kontaktareal vom Durchmesser 15mm erschien uns für unsere Zwecke als ideal. Der Interelektrodenabstand wurde konstant bei 3,5 cm gehalten um keine unbeabsichtigten Messwertveränderungen zu erhalten [Krause et al. 2001]. Vergleicht man die an verschiedenen Tagen gewonnenen Ergebnisse von elektromyographischen Ableitungen zeigt sich die beste Übereinstimmung von Ergebnissen bei oberflächenelektromyographischen Ableitungen [Giroux B. et al. 1990].

4.2.1.2.6 Eispackung und Gewichtersatz

Eis ist seit jeher ein gerne und oft verwendetes Therapeutikum. Als eines der billigsten, vielseitigsten und verbreitetsten Mitteln zur Kältetherapie findet es in vielen Bereichen der Medizin Anwendung als Analgetikum, Anästhetikum [Schmidt 1989] oder auch als Mittel gegen Blutungen und Schwellungen.

Die in den Versuchen verwendete Eispackung, sowie die gleichgewichtige Gewichtsaufgabe, wurden stets mit großer Sorgfalt ausgewogen. Die Eispackung wurde einige Zeit vor dem Versuch hergerichtet, so dass stets genug Zeit vorhanden war, um das Brucheis soweit abtauen zu lassen, dass eine ca. 0,5 cm hohe Schmelzwasserschicht als Bodensatz vorhanden war. Frisch abgeschmolzenes Wasser besitzt gemäß physikalischer Gesetze eine Temperatur von 0° C. Somit konnte eine konstante Temperaturabgabe an die Hautoberfläche gesichert werden. Zwischen Hautoberfläche und Eisbeutel wurde aus Gründen der Praktikabilität und des Probandenkomforts eine klinikübliche Serviette platziert. Der auf der Hautoberfläche

liegende Temperaturfühler maß die dort herrschende Temperatur kontinuierlich, so dass die Temperatur der Hautoberfläche mindestens 10° C betrug. Hierdurch konnte eine mögliche auslösbare Schmerzrezeption verhindert werden.

Temperaturempfindungen gelten allgemein als Empfindungen protopathischer Natur, so dass auch paradoxe Empfindungen zum Spektrum dieser Qualität gehören. Hierbei ist die Schmerzempfindung schneller weitergeleitet als die Temperaturempfindung, was besonders deutlich bei der sprichwörtlich berührten "heißen Platte" deutlich wird. Als Schutz vor Verbrennung setzt zuerst der Schmerzreiz ein, der zum Zurückziehen der Hand führt, dann erst die Empfindung, etwas Heißes berührt zu haben [Golenhofen 2000].

Anatomisch liegen die neuronalen Leitungsbahnen für Schmerz und Temperaturempfinden so dicht beisammen, dass eine Trennung der Nervenfasern nicht möglich ist [Duus 1995], weshalb besonderer Wert darauf gelegt wurde, die Auslösung von Schmerzreizen in den Versuchen zu vermeiden. Die Empfindung von Temperatur und Gewicht verläuft anatomisch gesehen zwar in getrennten Bahnen, doch es ist hinreichend bekannt, dass aufgrund der dualen Modalität der Thermorezeptoren kalte Gegenstände schwerer empfunden werden als warme. Genauer betrachtet ist die Gewichtsempfindung abhängig von der Feuerungsrate der Neurone, welche bei Kühlung der Muskulatur steigt [Iggo 1990]. Deshalb wurde ein thermoneutrales Ersatzgewicht in den Versuchen aufgelegt in denen Temperatureinflüsse keine Rolle spielen sollten, wie z.B. beim Übungsversuch oder bei den Kontrollversuchen.

4.2.1.2.7 Versuchsstuhl

Der in unseren Versuchen verwendeten Stuhl wurde eigens für diese Versuchsreihe entworfen. Die funktionellen Komponenten waren durchweg individuell auf die Bedürfnisse der Probanden einstellbar. Die Fußstützen konnten in Stufen von 5 cm Höhe angepasst werden, so dass bei verschiedenen Körpergrößen jeweils eine aufrechte Sitzposition mit einer derart angepassten Fußerhöhung erreicht werden konnte, dass jeweils ein rechter Winkel in Hüft- und Kniegelenk gebildet werden konnte. Die auf den höhenverstellbaren Armlehnen liegenden Unterarme wurden ebenfalls in einem rechten Winkel aufgelegt und mit einem Klettband fixiert. Die Schultern lagen an der Rückenlehne an. Die Stellung der Hand während der Versuchsreihe ist in punkto Material und Methode eingehend beschrieben. Auf das Beibehalten der Sitzposition wurde bei den Versuchen streng geachtet. In den Pausen war es den Probanden erlaubt, sich am Ort zu bewegen, da eine starre Haltung zu Verspannungen und somit zu Verfälschungen der Messergebnisse durch einseitige Muskelbelastung geführt hätte. Auf die Möglichkeit der verstärkten Erholung bei Bewegung kontralateraler Muskulatur

wurde kein Gewicht gelegt. Die eindeutige Definition der Sitzposition macht den Versuch inter- und intraindividuell vergleichbar.

4.2.2 Methode

4.2.2.1 Methoden allgemein

Zur Bestimmung von Muskelkraft werden die verschiedensten Methoden verwendet. Diese lassen sich im Allgemeinen in subjektiv, semisubjektiv und objektiv bestimmbare Methoden einteilen [Hollmann 1980].

Subjektive Methoden, wie etwa das äußere Erscheinungsbild des Probanden, können keinen verbindlichen Aufschluss über die Muskelkraft einer Person geben. Semisubjektive Methoden sind stark von der Mitarbeit der Versuchsperson abhängig und nicht vollständig kontrollierbar. Zu diesen Methoden gehören die Dynamometrie, die Tensiometrie und die Isometrie. Sie unterliegen stark dem Willen des Probanden, dem Versuchsaufbau und dessen korrekter Ausführung. Hierbei ist mit großen Schwankungsbreiten innerhalb und zwischen einzelnen Versuchsreihen zu rechnen. Objektive Meßmethoden wie etwa die Bestimmung des Umfangs der Gliedmassen oder die Querschnittsermittlung der Muskulatur bieten zwar eine höhere Vergleichbarkeit von intraindividuellen Ergebnissen, lassen sich aber nur schlecht für interindividuelle Messungen nutzen.

Das Elektromyogramm gilt als eine noch immer, wenn auch immer weniger umstrittene Methode, Muskelkraft zu messen. Neuromuskuläre Latenzen können invasiv mittels Nadelelektromyographie oder nicht invasiv mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie gemessen werden. Hierbei lässt sich feststellen, dass freiwillig erzeugte Muskelkraft höhere Ableitungsmuster generiert als künstlich erzeugte Kraft [Arendt-Nielsen et al. 1989]. Viele Versuche wurden unternommen, Muskelkraft oder Muskelermüdung über mathematische Modelle oder Mischformen aus elektromyographischen Messungen und mathematischer Verrechnung dieser darzustellen [Milner-Brown et al. 1975, Miyano et al. 1980, Yaar et al. 1991, Cholewicki et al. 1994]. Analysen des elektromyographischen Musters nach Frequenz, Amplitude, Integralwerten oder Übertragungsgeschwindigkeit der Muskelfaser sind seit Jahren geläufige Methoden, um Aussagen über die Ableitungen zu treffen [Petrofsky et al. 1975 b, Hayward et al. 1977, Sadoyama et al. 1981, Hogrel et al. 2002]. Dennoch ist es bisher nicht möglich eine zuverlässige Vorhersage über die erreichbare Maximalkraft oder über Muskelkraftabstufungen zu treffen [Perry et al. 1981]. Die Zerlegung des EMG-Signals ist eine Methode, die weitgehend nur für nadelelektromyographische Ableitungen geeignet ist,

während global messende Methoden meist auf empirischen Untersuchungen basieren und somit nur schwer Vergleichbar sind [Zmyslowski 1988]. Methoden, die verschiedene Einflussfaktoren auf die EMG Ableitung zu integrieren versuchen, boten hinsichtlich ihrer Vergleichbarkeit mit anderen Methoden bis vor einigen Jahren keine Vorteile [Fulton 1924 b, Lindström et al. 1977].

4.2.2.2 Unsere Methode

In Anbetracht des rein empirischen Charakters vieler Studienansätze bietet die von uns gewählte Methode deutliche Vorteile. In einer mehr als dreimonatigen Vorversuchsphase wurden viele Studienansätze erwägt. Eine große Anzahl von Experimenten und Ansätzen wurde durchlaufen, um eine optimale Versuchsanordnung und Durchführung zu ermöglichen. Hierbei wurde größter Wert auf den Ausschluss von nicht erwünschten Einflussfaktoren auf die Muskulatur gelegt. Die in unserer Methode verwendeten EMG-Parameter sind seit langem genutzte Messwerte, welche schon in einer Vielzahl von Untersuchungen verwendet wurden und unsere Ergebnisse somit vergleichbar machen. Der genaue Versuchsaufbau und der leicht reproduzierbare Versuchsablauf sind so gewählt worden, dass Wiederholungsversuche oder Vergleichsstudien leicht nachvollziehbar einzurichten sind. Die verwendeten Geräte bieten eine detailgenaue Kontrolle des Versuchsablaufs zu jedem Zeitpunkt des Experiments hinsichtlich Kraftaufwand, Schwankungen in der aufgewendeten Kraft und Versuchsparametern. Die so ermöglichte Mehrfachkontrolle von Einzelkomponenten ist unter anderem die Voraussetzung einer guten Reproduzierbarkeit und Exaktheit von Experimenten. Die Verwendung des neu konstruierten Handdynamometer [Krause et al. 1996] ermöglicht eine ungemein feine Kraftabstufung durch den Probanden. Die Kraftstufen können hier individuell festgelegt werden. Hinsichtlich der probandengerechten Einstellung der Geräte lässt sich ein großer Vorteil gegenüber den alten oft statischen Methoden sehen, welche kaum individuell abstimmbare waren. Die Voraussetzungen für isometrische Kraftmessung [Laurig 1970], eine ausreichende Gegenkraft, definierte Körperstellen und die Beachtung der muskulären Vorlast wurden werden. Selbst die Ausschaltung von Querkraftkomponenten durch die Erzeugung der Maximalkraft konnten problemlos in die Versuchsgestaltung integriert werden.

4.3 Versuchsdurchführung

Genauere Instruktion und Mitarbeit der Probanden stellte eine wichtige Aufgabe bei unserer Versuchsdurchführung dar. Durch den semisubjektiv beurteilbaren Charakter unserer

Methode wurde besonderer Wert auf die Motivation der Probanden gelegt. Durch die häufige Wiederholung des Versuchsablaufs war es für die Teilnehmer an dieser Studie einfach, den Versuch fehlerfrei zu absolvieren. Sitzposition und Armstellung waren fest und bei Abweichung trotz Fixierung im Bedarfsfall leicht korrigierbar. Ein dauerhaft starres Verharren in der Versuchsposition wurde von den Probanden zwischen den Versuchen nicht erwünscht oder verlangt. Auf unbedingte Schmerzfreiheit der Teilnehmer an unseren Experimenten wurde bei dieser Studie besonders geachtet. Dies wurde objektiv durch die Verwendung einer Temperaturmesssonde für thermische Einflüsse ausgeschlossen, sowie subjektiv durch die Aufforderung den Versuch bei Schmerzempfindung abubrechen, was in keinem der von uns getesteten Fälle nötig wurde. So konnte die Ableitung von Schmerzrezeptorpotentialen minimiert oder sogar vollständig ausgeschlossen werden.

Im Übungsversuch gewonnene Daten wurden nicht zur Auswertung verwendet, konnten aber als Richtwert für die ihnen folgenden Experimente genutzt werden. Zudem erschien ein Vorversuch sinnvoll, da die für uns wichtige Größe der Maximalkraft bei ihrer ersten Ausführung noch nicht das voll ausschöpfbare Potential erreicht [Sinkeler et al. 1985]. Es wird empfohlen, die Maximalkraftmessung doppelt mit ausreichenden Zwischenpausen auszuüben, was in unserer Versuchsplanung Beachtung fand, um realistische, reproduzierbare Werte zu erhalten.

4.3.1 Pausenlänge

In unseren Vorversuchen zeichnete sich hinreichend ab, dass eine ausreichende Erholung zwischen den Belastungsphasen einer Muskulatur gewährleistet werden muss, um eine schleichende Muskelermüdung zu unterbinden und vergleichbare Ergebnisse innerhalb einer Testphase und -reihe zu erreichen. Die von uns verwendeten Pausenlängen wurden empirisch festgelegt. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Ausgangswerte der verwendeten Parameter nach den Belastungsstufen mindestens wieder auf die Ausgangswerte vor Belastung abfielen, da der Ruhetonus als Ausdruck von Stoffwechsel und Wärmeregulation gesehen werden kann [Schmidt et al. 1967 b].

Das zu Grunde liegende Prinzip ist vermutlich eine Postübungshyperämie des Muskels von zwei bis fünf Minuten nach Belastung, welche bei Übungen $>5\%$ MVC auftritt, somit ein schnellerer Abtransport von angereicherten Metaboliten wie Laktat und ein schnellerer Temperaturabfall auf lokaler Ebene. Dieses Prinzip wurde bei den unter Kühlung stattfindenden Versuchen noch verstärkt, da die Hautdurchblutung zugunsten der Muskeldurchblutung bei Kühlung gedrosselt wird, was zu einer aktiven Erholung und damit

zur Verbesserung der Dauerleistung beiträgt [Hollmann 1980]. Während der Erholungsphase nach ermüdender Muskelkontraktion infolge Dauerbelastung lässt sich ein mehrstufiges Muster der Regeneration feststellen. Innerhalb der ersten Minute sinkt die Amplitude um rund 50%, während die Frequenz um etwa ein Drittel steigt, wobei die Überleitgeschwindigkeit unverändert bleibt. In den folgenden vier Ruheminuten steigen sowohl die Frequenz, als auch die Überleitgeschwindigkeit an [Krogh-Lund et al. 1991].

In den Pausen konnten die Probanden ihre Gliedmaßen bewegen, was zur Erholung aktiv beiträgt [Hollmann 1980]. Auf das Prinzip der bilateralen Krafterzeugung [Oda et al. 1994, Carr et al. 1994, Zarei et al. 1996] bzw. zentralen und peripheren Vermittlungen menschlicher Kraftwahrnehmungen [Carson et al. 2002] und der damit verbundenen Möglichkeit einer aktiven Erholung bei Bewegung kontralateraler Muskulatur wurde in unserem Versuch jedoch nicht eingegangen.

Interessant war auch die sich in unserem Experiment ansatzweise nachvollziehbare Beobachtung von Buchthal F. [Buchthal et al. 1966], dass sich entgegen der Annahme, es wäre unter Ruhebedingungen keine elektrische Aktivität im Muskel nachweisbar, in Untersuchung spontanelektrische Aktivität zeigte. Er beschrieb ein Geräusch an Endplattenzonen normaler, ruhender Muskulatur. Hierbei handelt scheint es sich um Miniaturendplattenpotentiale aus Nicht-Endplatten-Arealen zu handeln, welche spontan entladen.

4.3.2 Kraftabstufungen

In unserem Versuch zur nicht ermüdenden Muskelarbeit wurden verschiedene Belastungsstufen der maximal erreichbaren Kraft für den abgeleiteten Muskel verwendet. Ausgehend von einem Ruhewert wurden Kraftstufen von 10%, 30%, 50%, 80% und 100% der MVC gemessen. Durch diese Kraftstufen sollten niederfrequent und hochfrequent entladende Muskelfaserbereiche abgedeckt werden. In der Literatur finden sich eine Reihe von Versuchsanordnungen mit Abstufungen in 20% Schritten [Zedka et al. 1997, Hermans et al. 1999, Löscher et al. 1993]. Es bleibt hier zumeist offen, ob es sich hierbei um rechnerisch oder praktisch gut auszuführende Einteilungen handelt, ob die Autoren eine willkürliche Einteilung vorgenommen haben oder ob sie mit dieser Einteilung spezielle Muskelfaserkomponenten austesten wollten.

Der Anstieg der Muskelanspannung wird durch eine Erhöhung der Feuerungsrate in bereits aktiven Muskelfasern und durch die Neurekrutierung von zusätzlichen Fasern erreicht. Das Verhältnis dieser zwei Systeme ist von einer Vielzahl von Faktoren, wie z.B. der

Muskelfaserzusammensetzung, der Muskelgröße und dem Trainingszustand abhängig, wobei jeweils der eine oder der andere Mechanismus dominieren kann. Kleine Muskeln rekrutieren vorwiegend neue Muskelfasern bis zu einem Kraftspektrum von ca. 50% MVC und erhöhen dann bei Belastungen über 50% MVC, ihre Feuerungsfrequenz [Zedka et al. 1997]. Größere Muskeln können fast bis zum Erreichen der Maximalkraft neue Muskelfasern rekrutieren [DeLuca et al. 1982]. In unserem Versuch wurden die Belastungsstufen so gewählt, dass sowohl Typ I Fasern als auch Typ II Fasern in den Abstufungen gesondert angesprochen wurden. Eine Mischstufe wurde mit der Belastung von 50% MVC ausgetestet. Hierbei sollte die Grenze zwischen den dominierenden Mechanismen und deren Umschalten auf den anderen Mechanismus zur Krafterzeugung genauer untersucht werden. Ab einer Belastung von 50% und mehr werden vor allem f-Fasern rekrutiert [Chaffin et al. 1980], die bezüglich der Amplitude hohe Aktionspotentialausschläge verursachen. Durch die Art der Übungen, welche möglichst streng isometrisch durchgeführt wurden, konnten Einflüsse wie die Veränderung des Rekrutierungsverhaltens durch die Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur [Freund 1983] weitgehend außer Acht gelassen werden. In Muskeln mit einem dominanten Typ I Faser Anteil spielt die Steigerung der Feuerungsrate bei Kraftanstieg die maßgebliche Rolle. Dominierend gemischtfasrige Muskeln nutzen die Rekrutierung bei Krafterzeugung über 40% bis 50% MVC [Moritani et al. 1987] verstärkt.

4.3.3 Temperatureinfluss

4.3.3.1 Temperatur allgemein

Der Temperatursinn ist eine protopathische Qualität. Enterozeptoren (Kälterezeptoren: Corpuscula bulboidea, Rezeptoren in der Skelettmuskulatur, im Thorax, im Bauchraum, im Rückenmark, im Nervensystem und im rechten Hypothalamus) und Exterozeptoren (freie Nervenendigungen in der Haut) sorgen für die Weiterleitung von Temperatur und Schmerzempfindungen [Junqueira et al. 1996], wobei Wärme und Kälte getrennt voneinander reguliert werden [Koslowski et al. 1994]. Die primären peripheren Rezeptoren für Schmerz und Temperaturempfinden sind die in allen Hautschichten vorkommenden freien Nervenendigungen. Äußere Zweige kutaner Nerven durchdringen subkutanes Gewebe und erreichen die Haut. Sie bilden einen komplizierten Plexus untereinander verflochtener Bündel unterhalb der Dermis. Verschiedene Zweige eines Nerven bilden mit Zweigen anderer Nerven solche Plexi. Von den subkutanegelegenen Geflechten führen Zweige zu tief liegenden Rezeptoren. Viele Äste von Axonbündeln dieser Plexi bilden neue Geflechte, die sogenannten dentalen Plexi. Von hier führen Zweige zwischen den Hautpapillen und in die Epidermis.

Jeder der Plexi enthält zusätzlich sympathische postganglionäre Fasern die Blutgefäße, erectores pili und Schweißdrüsen versorgen [Weiss 1988]. Diese bilden die Endorgane von Fasern der Gruppe A sowie von fast marklosen C-Fasern, welche periphere Fortsätze von pseudounipolaren Spinalganglienzellen sind. Die zentralen Fortsätze treten durch die lateralen Anteile der hinteren Wurzeln in das Rückenmark ein, wo sie sich longitudinal in kurze Kollaterale aufsplittern, um dann innerhalb von ein bis zwei Segmenten in der Substantia gelatinosa synaptisch an Strangzellen des zweiten Neuron, des Tractus spinothalamicus lateralis zu enden. Die Axone dieses Tractus kreuzen durch die vordere Kommissur und die graue Substanz auf die andere Seite zum Seitenstrang des Rückenmarks und verlaufen aufwärts bis zum Thalamus. Es besteht eine somatotope Gliederung des Strangs, wobei sich an die Fasern der unteren Extremität medialwärts die Fasern von Rumpf und oberer Extremität anlagern. Der Tractus spinothalamicus lateralis zieht mit den Fasern aus dem Lemniscus medialis als Lemniscus spinalis durch den Hirnstamm um am Nucleus ventero-caudalis externus des Thalamus zu enden. Hier wird er auf das dritte Neuron, den Tractus thalamocorticalis, zur Rinde des Gyrus postcentralis des Parietallappens umgeschaltet. Anatomisch sind die Fasern von Temperatur und Schmerzleitung so dicht, dass sie nicht trennbar sind. Die sensiblen dritten Neurone vom Thalamus zur Hirnrinde verlaufen im Gyrus postcentralis zu den Brodmannfeldern 1 (Berührungsempfindung), 2 (Lageempfindung), 3a (Muskelspindel) und 3b (Schmerz und Temperatur). Hier finden die dritten Neurone ein Ende, welche die Oberflächensensibilität, Berührungsempfindung, Druck, Schmerz und Temperatur leiten. Einige Afferenzen des Thalamus enden aber auch im Gyrus praecentralis, also in der motorischen Rinde. Außerdem sind auch vom Gyrus postcentralis aus motorische Reaktionen auslösbar. Die Überlappung der motorischen und sensiblen Rindengebiete lässt sich unter dem Oberbegriff sensomotorische Region zusammenfassen. In diesem Bereich können sensible Meldungen sofort motorisch umgesetzt werden. Wenn auch Schmerz und Temperaturempfindungen bereits schon im Thalamus dumpf wahrgenommen werden können, so können die einzelnen sensiblen Empfindungen erst in der Hirnrinde bewusst differenziert werden [Duus 1995].

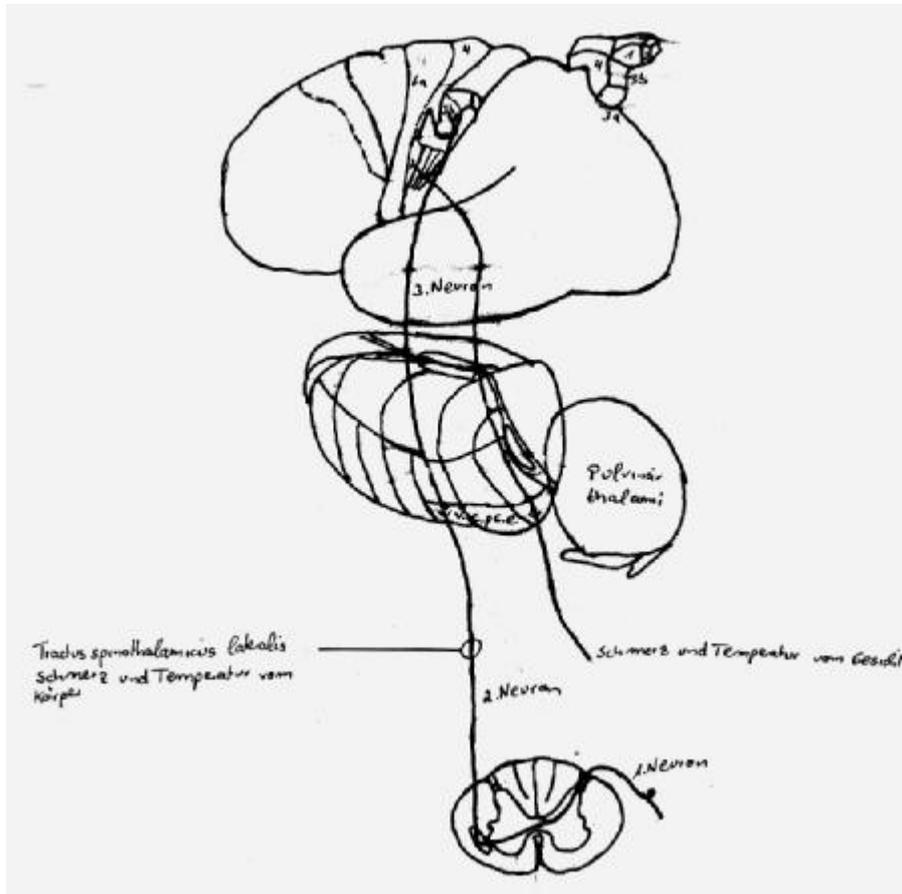


Abbildung 26: Schema für die Weiterleitung von Schmerz- und Temperaturempfinden (eigene Zeichnung in Ergänzung zu [Duus 1995])

Die Temperaturempfindung wird, ausgelöst durch die Funktionsweise der Thermorezeptoren, gelegentlich als paradox wahrgenommen [Junqueira et al. 1996]. Es scheinen Verbindungen zwischen Schmerz und Temperaturleitung zu bestehen. In einer Studie wurde nachgewiesen, dass die Schmerzschwelle bei Zahnbehandlungen durch Eiswickel an der ipsilateralen Hand oder am kontralateralen Arm erheblich gemindert werden konnte [Pöllmann et al. 1986]. Thermorezeptoren unterliegen der Adaptation [Golenhofen 2000] und sind einer Vielzahl externer Einflüsse ausgesetzt [Marcuse 1901, Brück 1989, Järvileho 1990, Schäfer et al. 1990, Schönbaum et al. 1991]. Bemerkenswert erscheint hier das Zusammenspiel von Thermorezeptoren und Mechanorezeptoren, welche durch unspezifische Kältereize miterregt werden können und umgekehrt [Iggo 1990], was insbesondere bei der Ableitung mittels eines OEMG zu einer erschwerten Differenzierung zwischen thermischen und mechanischen Einflüssen führt. In einer Untersuchung von Bell [Bell 1993] konnte sogar der Einfluss der Umgebungstemperatur auf die elektromyographische Ableitung nachgewiesen werden, weshalb in unserem Versuch ein klimatisierter Raum genutzt wurde, der eine gleichbleibende Umgebungstemperatur gewährleistete. In Abhängigkeit von den zentralen Einflüssen [Newton

et al. 1965], wie etwa Thermoregulation, Hormonhaushalt, Körperhaltung oder jahreszeitlich abhängigen Adaptationen, aber auch peripheren Einflüssen wie lokal applizierte Thermopackungen, Bekleidung und vielen weiteren Faktoren, verändert sich die Muskeltemperatur [Sargeant 1987, Meigal et al. 1996] und somit eine Anzahl von physikalischen und physiologischen Eigenschaften der Muskulatur. Es kommt zu Veränderungen der Kontraktionszeiten [Clarke et al. 1958], der Kontraktionskraft [Ranatunga 1998], der viskösen Widerstände, des Metabolismus, der Membraneigenschaften, der Durchblutung [Clarke et al. 1958, Petrofsky 1980 b, Heppt et al. 1990] und der Leitgeschwindigkeiten [Rau et al. 1997, Mucke et al. 1998]. Veränderungen der Entladungsfrequenz [Newton et al. 1965] und Feuerungsrate unter lokaler thermischer Behandlung konnten sicher festgestellt werden. Diese Veränderungen finden sich im EMG Muster wieder [Magyarosy et al. 1996, Matthews et al. 1980].

4.3.3.2 Kälteeinfluss

Kälte ist ein, wie bereits in Punkt Eis und Gewicht erwähnt, häufig in der Medizin angewandtes Mittel zur Schmerzstillung, Abschwellung, Entzündungshemmung und Blutstillung. Ihre vasokonstriktorische Wirkung ist hinreichend bekannt, während die metabolischen und elektromyographischen Auswirkungen zwar oft untersucht worden sind, deren Wirkungen jedoch nicht hinreichenden Eingang in das Präsenzwissen in den Kliniken und bei niedergelassenen Ärzten gefunden haben. Neurologie, Sportmedizin, rehabilitative Fächer, physikalische Medizin und Physiologie sind die Fächer, welche am vertrautesten im Umgang mit Kälte als Therapeutikum sind.

Bei der Kühlung bestehen Unterschiede zwischen Ganzkörperkühlungen mit oder ohne Absinken der Körperkerntemperatur und Abkühlen lokaler Areale mittels verschiedener Methoden.

4.3.3.2.1 Gesamtkörperkühlung

Senkt man die Temperatur im gesamten Körper kann man in vivo schnell die Auswirkungen der Hypothermie erkennen. Der unterkühlte Mensch oder das unterkühlte Tier fangen an zu zittern, sofern kein braunes Fettgewebe vorhanden ist und weisen eine verstärkte Diurese [Fregly 1991], sowie eine periphere Vasokonstriktion auf. Elektromyographisch lässt sich bei Kühlung des gesamten Körpers mit Absenken der Kerntemperatur das Abfallen der elektrischen Aktivität beobachten [Mucke 1998]. Hierbei gibt es je nach Grad der Abkühlung Unterschiede im Verhalten der Parameter. Kühlung um wenige Grad unter Körpertemperatur

ruft plötzliche afferente Entladungen hervor. Spontanfeuerungen von Muskelspindeln unter 32 °C verhalten sich ähnlich wie Kälterezeptoren [Lippold et al. 1960 b]. Die mittlere Frequenz fällt, da sich die Überleitgeschwindigkeit unter Kühlung verändert. Sie steht im direkten Zusammenhang mit der Überleitgeschwindigkeit und den Muskelfasern, während die MPF von zentralen Einflüssen wie der Entladungsfrequenz und der Synchronisierung abhängig zu sein scheint [Mucke 1998]. Auffällig ist auch das Verhalten einzelner Muskelfaserarten unter Temperaturveränderungen. Kühlung senkt den Kraftbeitrag jeder einzelnen Muskelfaser, wodurch die Rekrutierung von Muskelfasern bei kalter Muskulatur verstärkt wird. Zudem werden bei Kälte verstärkt weiße Muskelfasern rekrutiert [Winkel et al. 1991]. Dieses Verhalten wirkt sich auf die Muskelleistung aus, welche bekanntermaßen schon bei geringem Temperaturabfall maßgeblich sinkt [Oksa et al. 1997]. Des Weiteren ist zu erwähnen, dass insbesondere schnelle Fasern ihre maximale isometrische Faserspannung unter Kühlung zunehmend steigern, während langsame Fasern bezüglich ihrer Faserspannung eher abfallen [Buller et al. 1968].

Der elektromyographisch ermittelbare Amplitudenparameter fällt unter starker Kühlung ab, da sich die Gewebeeigenschaften und die Signalquelle verändern [Mucke 1998]. Wird eine Veränderung identifiziert, so kommt es zum Abfall der Feuerungsrate und der Überleitgeschwindigkeit einzelner motorischer Einheiten. Die so zentral gesteuerte fusimotorische Aktivität wird unter Kühlung gemindert [Eldred et al. 1960]. Der Zusammenhang zwischen dem Amplitudenanstieg und dem Abfall der MPF wird dadurch erklärt, dass es zum Effekt der Niederfrequenzfilterung durch Kühlung, aber eventuell auch zu veränderten Elektrodeneigenschaften, kommt. Kühlung und Verlängerung der neuromuskulären Latenz führt zu generellem Wechsel zu mehr relativer Kraft in niederfrequenten Arealen des Kraftspektrums. So entsteht das Abfallen der MPF, wodurch mehr Signalenergie von den Fasern zu den Elektroden gelangt, was zum Anstieg der Amplitude [Winkel et al. 1961] führt.

Die Veränderung der Amplitude lässt sich aber auch auf eine Veränderung des Ruhemembranpotentials zurückführen, das bei globalem Kälteeinfluss deutlich absinkt, wobei sich der Membranwiderstand konsequenter Weise erhöht [Fatt et al. 1953]. Unter moderater Kühlung auf Temperaturen von 25 bis 35 °C erfolgt eine überhöhte Reizantwort der Muskulatur, außerdem ist ein erleichtertes, schnelleres Reflexverhalten festzustellen. Die Kühlung scheint also auch Einfluss auf die Entladung sensorischer Rezeptoren zu haben. Es kommt also zur verlangsamtent Entladung von deferenten anulospiralen Endigungen, flowerspray und Sehnenorganafferenzen, welche die zentrale Erregbarkeit regulieren.

Afferente Fasern in Zellen der hinteren Säulen, Hinterwurzel, Inter- und Motoneurone zeigen einen Anstieg der Überleitungsdauer bei unveränderter Amplitude. Es folgt eine verminderte Aktion, also ein Abfallen, der anti- und orthodromen Zellpotentiale, während neuromuskuläre und postsynaptische Potentiale gleich bleiben. Mit Beginn der Hypothermie kommt es dann zum Anstieg der Dauer der afferenten Potentiale und zur vermehrten Synchronisierung. Anpassungsabfälle sind ursächlich für die erhöhte Signalantwort im EMG. Impulse, die über Afferenzen kommen, welche normale monosynaptische Reflexe verursachen, lösen nun einerseits polysynaptische Antworten aus, andererseits können Entladungen über den Sympathikus beobachtet werden. Es kommt zum Verlust der Spezifität der Reflexbewegung, wobei Erregungen über mehrere Rückenmarkssegmente strahlen. Letztendlich kommt es auch zum Verlust der segmentalen Gliederung. Die Aktionspotentialdauer bzw. der erregende Prozess ist gerade deshalb von großer Bedeutung, da in gekühlten Geweben die Erregungsschwelle heraufgesetzt ist, die Spannungshöhe aber unverändert bleibt [Suda et al. 1957].

4.3.3.2.2 Lokale Kühlung

Bei der lokalen Kühlung sind physiologisch, je nach Kühlungseffekt, additive oder sogar ganz andere Mechanismen als bei der Ganzkörperkühlung tragend. Eine schon alte Beobachtung ist, dass Kälte die Nervenleitgeschwindigkeit reduziert oder gar blockiert, wobei angenommen wird, dass die Empfindlichkeit der Nerven gegenüber Kälte vom Faserdurchschnitt abhängig ist [Marcuse 1901, Douglas et al. 1955]. Im EMG sind diese Blockaden als synaptische Veränderungen sichtbar [Bigland-Ritchie et al. 1981]. Die Verlangsamung oder Blockade kann als Ursache für die anästhetische Wirkung von Kälte betrachtet werden [Marcuse 1901]. Genau genommen sinkt die Spindelaktivität des Muskels ab, was in einer reduzierten γ -n Aktivität resultiert. Dies verursacht schließlich die analgetische Wirkung [Schmidt 1989] bei Kühlung. Mit der herabgesetzten NLG sinkt dann auch die Erregbarkeit der Endorgane, was zur Steifheit der Muskulatur, also zur Kontraktilitätsabnahme und zum Anstieg des neuromuskulären Latenzstadiums führt [Marcuse 1901].

Lokale Kälteeinwirkung drosselt die oberflächliche Hautdurchblutung zugunsten der tiefer liegenden Durchblutung, was die Erholung von Muskulatur nach Belastungen unter Kühlung fördert und die Muskeldauerleistung deutlich verbessert [Hollmann 1980]. Auch der Metabolismus der Muskulatur wird unter Kälteeinwirkung verändert. So konnte in einer Studie nachgewiesen werden, dass insbesondere bei schnellen Muskelfasern unter Kühlung ein erhöhter ATP Verbrauch besteht [Blomstrand et al. 1985]. Kälterezeptoren selbst werden

in ihrer Rezeptoraktivität gebremst, da die Ca^{2+} Aktivität im Warmen optimaler ist als die Aktivität in Kälte. Insgesamt kommt es durch die Kältewirkung auf die Muskelzellmembran [Ricker et al. 1977], sowohl in lokaler als auch in globaler Anwendung, zur deutlichen Verlängerung des Intervalls zwischen einzelnen Muskelaktionspotentialen [Fuglsang-Frederiksen et al. 1977].

Unter Kälteeinwirkung kommt es wie bei der Ganzkörperkühlung zum Abfallen der Frequenz bzw. des Turns, wobei sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem Abfall des Turns und dem Temperaturabfall erkennen lässt. Fallen die Turns auf 30% des Normwerts, so fällt auch die MVC um rund 50% [Fuglsang-Frederiksen et al. 1977, Petrofsky et al. 1980 b]. Vermutete Ursache für den Abfall des Parameters Turn ist die verlängerte Dauer des Muskelaktionspotentialen [Finsterer et al. 1996, Petrofsky et al. 1980 b] bei niedrigen Temperaturen.

Die RMS Amplitude steigt bei lokaler Kälteeinwirkung [Krause et al. 1996, Ricker et al. 1977], wobei hier die Faserkraft durch Einflüsse auf den kontraktilen Apparat abnimmt. Es kommt so zum Anstieg der Kontraktionsdauer und zum Abfallen der mittleren Amplitude [Buchthal et al. 1954]. Die Amplitude, welche an den Sehnenspindeln erzeugt wird, verringert sich unter Kühlung, nach einem kurzem Anstieg bei Kühlungsbeginn, [Knutsson et al. 1969] deutlich. An diesem Vorgang sind zentrale und periphere Mechanismen beteiligt. Die Amplitude ist vermutlich von zwei Faktoren, von der Anzahl der aktiven motorischen Einheiten und von der Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten, abhängig. Hierbei scheint ein linearer Zusammenhang zwischen Amplitude und Muskelanspannung zu bestehen [Petrofsky et al. 1980 b].

4.3.4 Andere Einflussgrößen

4.3.4.1 Faserarten

Da das OEMG nur elektrische Aktivitäten, die bereits mehrfach verändert wurden, also eine Summe von einzelnen Aktionen des Muskels darstellt, ist es notwendig, die ungefähre Faserzusammensetzung des zu untersuchenden Muskels zu kennen. Dieses Kenntnis ermöglicht ein detaillierteres Bild der elektrischen Aktivität.

Verschiedene Belastungen bei der Kraftabstufung können dazu dienen eine bestimmte Muskelfaserarten vermehrt anzusprechen oder Mischaktivitäten von zwei oder mehr Faserarten zu erhalten. Je nach dem Grad der Anstrengung werden vermehrt aerob bzw. anaerob arbeitende Muskelfasern angesprochen. Dieser Umstand wird in der Sportmedizin oft

zur Trainings- und Leistungsoptimierung genutzt [Clarkson et al. 1980].

Bei Mäusen stellte Wigmore [Wigmore et al. 1996] in der embryonalen Entwicklung fest, dass sich Typ II Muskelfasern bis zu einem bestimmten Entwicklungsstadium zufällig auf der Oberfläche von Typ I Fasern ausbilden. Später ist eine weitere Nachbildung von Typ II Fasern nicht mehr zu beobachten, so dass davon ausgegangen werden kann, dass das einmal ausgebildete Verhältnis von Typ I zu Typ II Fasern im postembryonalen Stadium nicht reversibel ist.

Die Verteilung verschiedener Muskelfasern variiert leider nicht nur zwischen verschiedenen Spezies oder verschiedenen Muskeln, sondern sogar innerhalb eines einzelnen Muskels [James 1971, Lexell et al. 1983, Nygaard et al. 1988]. Dies macht es, zusammen mit der Problematik, dass im OEMG mehrere Schichten und große Areale eines Muskels erfasst werden, schwierig, einen genauen Eindruck vom abzuleitenden Muskel zu erhalten. Bei Experimenten mit Ratten wurde festgestellt, dass sich die Faserzusammensetzung sowohl in oberflächlichen und tiefen Muskelschichten [De Castro et al. 1994], als auch in proximalen, medialen und distalen Muskelabschnitten [Sakuma et al. 1995] unterscheiden. Das Alter der Individuen spielt diesbezüglich eine nicht unbedeutende Rolle, da, wie abermals im Tierversuch festgestellt wurde, mit steigendem Alter zwar die absolute Faserzahl gleich bleibt, deren ATPase Aktivität und damit die Kraftentwicklung aber abnimmt [Fujimoto et al. 1994]. Jakobssen [Jakobssen et al. 1988] stellte zudem fest, dass altersbedingt verschiedene Nutzungen der einzelnen Muskelfasertypen stattfinden. Im Alter werden bei normaler Faserbeanspruchung einerseits Typ I Fasern (s-Fasern) von niederschwellig entladenden Motoneuronen mit langsam leitenden großen Axonen innerviert. Andererseits werden Typ II Fasern (f-Fasern) von hoch schwellig entladenden Motoneuronen mit schnell leitenden kleinen Axonen innerviert. Beide Faserarten werden aktiv genutzt. Jungtiere nutzen hingegen den Fasertyp I deutlich weniger [Jakobsson et al. 1988, Burke 1981, Hennemann 1965 b] als alte Tiere. Im Vergleich von Kraftsportlern zu normal trainierten Menschen zeigte sich eine deutliche Vergrößerung der f-Fasern, welche zur Bildung der Maximalkraft nötig sind [Clarkson et al. 1980], Ausdauertrainierte hingegen wiesen einen abnorm hohen Prozentsatz an s-Fasern auf. Erwähnenswert ist auch, dass eine Untersuchung von Linssen [Linssen et al. 1991] der bei Patienten mit kongenitaler Myopathie (95 - 100% Typ I Fasern) eine erhöhte Latenz bei Typ I Fasern im Vergleich zu Typ II Fasern an der Muskelfasermembran und damit eine geringere Ermüdbarkeit der Typ I Faser feststellte. Er schloss daraus, dass Typ I Muskelfasern eine geringere krafterzeugende Kapazität als Typ II Muskelfasern haben.

Einflüsse anderer Faktoren, wie etwa die Kapillardichte im Muskel oder die pro Tag durchschnittlich auftretende Aktivität eines Muskels, welche positiv mit dem Prozentsatz der Typ I Fasern [Duey et al. 1997, Freund 1983] oder mit der Fasergröße [Ahmed et al. 1997] korrelieren, bleiben weiterhin zu diskutieren.

4.3.4.2 Metabolismus

Viel diskutiert werden auch metabolische Einflüsse auf elektromyographische Ableitungen. Diese können, wie etwa abnorm verschobene Elektrolytwerte zu Beginn der Messungen, bereits vorliegen oder erst während der Ableitung entstehen. Dies gilt im Besonderen für Nebeneffekte des anaeroben Verbrennungsstoffwechsels wie Laktatanreicherung, pH-Wert Veränderungen und der Oxygeniergskapazität unter Belastung [Murthy et al. 1997], welche besonders im Bereich der Untersuchung von Muskelermüdungsverhalten bedeutsam sind. Mit dem Abfallen des ATP im Muskel kommt es zum Abfallen der Muskelkraft. Die Metabolitenansammlung führt zur veränderten Erregbarkeit des T-Systems und zum Ansteigen des extrazellulären K^+ [Bigland- Ritchie et al. 1984].

Metabolische Veränderungen müssen stets mit dem Hintergrund betrachtet werden, dass verschiedene Muskelfasertypen sowohl in Ruhe, als auch besonders unter Belastung, verschiedenen Ausgangsstoffwechselsituationen unterliegen. So enthalten Typ I Muskelfasern beispielsweise höhere TG, SDH und HAD Anteile, während Typ II Fasern größere Myosin, PFK und ATPase Werte aufweisen [Essen et al. 1975], welche Einfluss auf Leistungsfähigkeit und Ermüdbarkeit der Muskelfasern haben. Auch Calciumkanäle scheinen sich bezüglich ihres Enzymumsatzes fasertypenabhängig zu unterscheiden [Spamer et al. 1977, Green 1998]. Unabhängig vom Muskelfasertypus, dafür aber von der Muskeltiefe scheint die oxydative Kapazität zu sein. Sie nimmt für alle Faserarten in der Muskeltiefe zu [Punkt et al. 1998]. Laktat und Katecholaminanstieg bewirken in der oberflächenelektromyographischen Ableitung einen Anstieg der RMS [Chwalbrinska-Moneta et al. 1998], wobei die maximale Laktatproduktion unter Belastungen von 80% MVC festgestellt werden [Sinkeler et al. 1985]. Beliveau [Beliveau et al. 1992] geht in seiner Arbeit soweit, einen neuromuskulären Effizienzindex aus EMG-Parametern, Wasserstoffkonzentration und Bikarbonatkonzentration zu kreieren.

Es wird ohne Umschweife bewusst, dass metabolische Faktoren vielerlei Einflüsse auf die OEMG Ableitung haben können, wobei diese Faktoren physiologischerweise auftreten und keinen Grund darstellen sollten, die Untersuchungsmethode des EMG als labil zu betrachten.

4.3.4.3 Hämodynamik

Ergänzend zu den rein metabolischen Veränderungen spielt die Durchblutung der Muskulatur eine entscheidende Rolle für deren Ver- und Entsorgung und deren Stoffwechsel. Ab einer Belastung von 5% MVC wurden Hyperämien für einen Zeitraum von mindestens zwei Minuten gemessen [Mottram 1963]. Hierbei steigt der Blutfluss stetig mit dem zunehmenden Kraftniveau bis zu einem Kraftaufwand von 70% MVC, bei höherem Kraftaufwand muss mit ischämischen Perioden gerechnet werden [Humphreys et al. 1963]. Ab 20 bis 40 % MVC sind alle submaximalen oder maximalen Kontraktionen ischämisch, wobei die Ischämie ein Faktor ist, der zu schneller Muskelermüdung führt [Freund et al. 1975]. Insbesondere bei Fragen zum Ermüdungsverhalten des Muskels und als empfindlich veränderter Parameter unter Kühlung [Coles et al. 1959, Heppt et al. 1990, Hollmann 1980] spielt also der Blutfluss eine wichtige Rolle.

4.3.4.4 Alter

Wie in obigem Abschnitt über die Muskelfaserarten bereits erwähnt, beeinflusst das Alter der Versuchsteilnehmer verschiedene Faktoren in der Muskulatur. In der Literatur findet sich keine einheitliche Meinung über die Beeinflussung elektromyographischer Messungen im Zusammenhang mit dem Lebensalter der Untersuchten. Einige Autoren geben an, keine Einflüsse [Linssen et al. 1993, Nielsen 1973] auf die elektrische Aktivität oder auf bestimmte EMG-Parameter [Cram et al. 1990] zu beobachten. Der Großteil der Veröffentlichungen gibt aber an, altersspezifische Veränderungen bei elektromyographischen Studien zu finden. Besonders deutlich ist ein Abfallen der Amplitude, das durch eine verlängerte Aktionspotentialdauer ausgelöst wird [Petersen et al. 1949, Buchthal et al. 1954, Hayward 1977, Cruz Martinez et al. 1978, Daube 1978, Perry et al. 1981, Zhou et al. 1995]. Weitere Veränderungen im Alter, welche Einfluss auf elektromyographische Messung nehmen, sind die Zunahme des Körperfettgehalts [Petrofsky et al. 1975 a, De la Barrera et al. 1994, Meltzer 1996], veränderte muskuläre Energiereserven [Lodder et al. 1994, Takekura et al. 1994], sowie die altersbedingte Muskelatrophie, insbesondere der schnellfasrigen Muskelmasse [Noven et al. 1996].

4.3.4.5 Sonstige Einflussgrößen

Weitere Einflussgrößen, wie das Geschlecht der Probanden [Cram et al. 1990, Cioni et al. 1994, Zhou et al. 1995, Krivickas et al. 1998, Perry et al. 1998], Hormonstatus [Cram et al.

1990], Drogenwirkung [Williams et al. 1987], Instruktion und Motivation der Probanden [Bouisset et al. 1974, Hollmann 1980], Trainingszustand der Muskulatur [Gabriel et al. 2001], vegetative Einflüsse [Rieck et al. 1977], Höhenlage [Felici et al. 2001], Transmittermengen [Bigland-Ritchie et al. 1984], Bewegungsrichtung [Theeuwes 1994 a und b, Berg et al. 1999], Körperposition und Haltung [Meigal et al. 1996], Drehwinkel oder Muskellänge [Petrofsky et al. 1982, Bazy et al. 1986, Okada 1987, Leedham et al. 1995, Doud et al. 1995], Schmerz [Kilbom et al. 1983], Zeitfaktoren [Fregly 1991, Schönbaum et al. 1991, Koh et al. 1993] und technische Faktoren [Daube 1978, Lawrence et al. 1983, De Luca 1982, Bazy et al. 1986] oder auch suggestive Methoden [Struppler 1958], wie das autogene Training, gehören zu einem zwar oft, aber noch völlig unzureichend untersuchten Gebiet.

4.3.5 Muskelgruppe

Bei der Auswahl der für den Versuch verwendeten Muskulatur spielten sowohl technische Gründe, als auch anatomische und physiologische Kriterien eine wichtige Rolle. Trotz der oberflächlichen Lage der Mm. extensor carpi radialis gehört diese Muskulatur zu einer eher selten untersuchten Gruppe von Muskeln. Grund hierfür ist vermutlich das geringe therapeutische Interesse an der genannten Muskulatur und eine mangelnde Möglichkeit diesen Muskel mit herkömmlichen Meßmethoden unter isometrischer Anspannung erfolgreich zu untersuchen.

Der von Nervus Radialis innervierte Musculus extensor carpi radialis brevis zieht im Regelfall vom Epicondylus lateralis des Humerus und vom Ligamentum anulare radii zur dorsalen Fläche der Basis metacarpalis III.

Anatomische Variationen der Mm. extensor carpi radialis werden von zahlreichen Autoren beschrieben [De la Torre et al. 1984, Al-Quattan 1986, Khalepour et al. 1994, Gümüşalan et al. 1997, Mackie et al. 1998]. Erwähnenswert ist die Studie von Yoshida [Yoshida 1994] der bei der Untersuchung von 490 Fällen herausfand, dass ein dem Lehrbuch entsprechender Verlauf des M.e.c.r. longus nur zu 64,53% zu finden war. Der M.e.c.r. brevis verlief zu 79,39% anatomisch regelgerecht. Trotz der häufigen Verlaufsvarianten dieser Muskelgruppe bestach die oberflächlich gut abzuleitende und zu tastende Lage der Struktur.

Um invasive Eingriffe und Schmerzrezeption durch Noxen an den Versuchspersonen zu vermeiden, wurde die Faserzusammensetzung der Mm. Extensor carpi radialis aus der Literatur übernommen. Fugl-Meyer [Fugl-Meyer et al. 1982] stellte bei seinen Studien eine ungleiche Verteilung der Muskelfasertypen an den beiden Unterarmseiten fest. Als mögliche Ursachen für die stärkere Ausprägung des Fasertyp I an den rechten Unterarmen bei Biopsien

des M. extensor carpi radialis brevis werden eine genetisch unterschiedliche Ausprägung oder Umstrukturierungen kleiner Fasergruppen innerhalb der Muskulatur vermutet. Für die Zusammensetzung des M. extensor carpi radialis brevis werden linksseitig $62 \pm 8\%$, rechtsseitig $68 \pm 5\%$ Fasertyp I Muskelanteil angegeben. Der M. extensor carpi radialis longus wird mit einem Anteil von Typ I Fasern angegeben, der linksseitig $62 \pm 10\%$, rechtsseitig $59 \pm 9\%$ beträgt. De Castro [De Castro et al. 1994] bestätigt in seinen Studien die Dominanz schneller Muskelfasern im M. extensor carpi radialis longus, unterscheidet die Typ I Fasern aber in schnelle glycolytisch arbeitende und schnelle oxidativ arbeitende Fasertypen. Hieraus ergibt sich in Biopsien eine Zusammensetzung von 67,7% schnellen glycolytischen (sg), 14,7% schnellen oxidativen (so) und 17,6% langsamen glycolytischen (lg) oberflächlich gelegenen Muskelfasern. Die in der Tiefe befindlichen Fasern sind wie folgt verteilt: 71,3% sg, 17,5% so, 11,3% lg.

Die einzige mir bekannte nicht invasive Art den Fasertyp von Muskeln zu bestimmen ist in einer Arbeit von Wretling [Wretling et al. 1987] in der die Formel $\% \text{ Fasertyp I Muskulatur} = 87,7 - (0,56 \cdot \text{mean power frequency})$ verwendet wird, dargelegt. Ein Vergleich zwischen den Methoden von Fugl-Meyer, De Castro und Wretling wurde nicht angestellt, da die absolute Menge an Typ I Fasern für die in dieser Arbeit angewandten Versuche nicht von Bedeutung war und nicht experimentell bestätigt oder widerlegt werden sollte. Sympathische und sensible Innervation sind im Ursprung des M. extensor carpi radialis brevis als heterogen verteilt beschrieben worden [Ljung et al. 1999], wobei zusätzlich eine dilatatorisch wirksame Innervierung entlang des Gefäßbaums dieser Region beobachtet werden konnte.

Allgemein ist bei Messungen von Muskelaktionspotentialen ein Problem der interindividuellen Vergleichbarkeit festzustellen, wohingegen intraindividuelle Unterschiede eher klein zu sein scheinen [Lawrence et al. 1983].

4.4 Ergebnisse

4.4.1 Versuche mit nicht ermüdender isometrischer Muskelarbeit

Der Veränderung der elektromyographischen Ableitung liegen physiologischer Weise Mechanismen zur Variation der Muskelaktivierung und Kräfte-regulation zugrunde, die nach wie vor nicht vollständig verstanden werden. Grundsätzlich kann Muskele-erregung, damit auch die Kontrolle von Muskelkraft, über die Rekrutierung zusätzlicher ME des stimulierten Muskels oder auch über die additive Aktivierung motorischer Einheiten eines anderen Muskels stattfinden. Ebenso kann die Veränderung der Feuerungsrate an neuromuskulären Synapsen [Bigland et al. 1954 b, Burke 1978], über die Synchronisierung der motorischen

Einheiten oder durch eine veränderte Erregbarkeit der Muskelfasern die Muskelkraft variieren. Hierbei können die Erregbarkeit selbst, die Erregungsweiterleitung oder die Überleitgeschwindigkeit moduliert werden. Neben den physiologischen Veränderungen, welche bei der Abschwächung oder Verstärkung der Muskelaktivität stattfinden, scheint eine Vielzahl anderer Faktoren für Veränderungen in den Ableitungen des EMG maßgeblich zu sein.

Gerade die in unseren Versuchen verwendete Oberflächenelektromyographie ist ein probates Gerät zur Untersuchung dieser Muskelphänomene. Die Empfindlichkeit der Messung ist so sensibel, dass selbst minimale Muskelspannungsunterschiede, im Bereich der Relaxationskraft [Schmidt et al. 1967 a] erfasst werden können. Selbst unter Anstieg der elektrischen Aktivität bleibt das Verhältnis von Auslöschung und Aufsummierung von Potentialen hierbei konstant [Bigland et al. 1954 b].

Im Kapitel 4.2.1.2.2 wurden die gemessenen Parameter RMS und Turns eingehend erläutert. Unter dem stufenweise erhöhten Kraftniveau verhielt sich der Parameter RMS erwartungsgemäß nahezu linear. Es besteht also ein direkter Zusammenhang zwischen der Belastungsstufe der Muskulatur und den Amplitudenwerten des Parameters RMS bei nicht ermüdender Muskelkontraktion. Die ehemals richtungsweisende Untersuchung von Petrofsky [Petrofsky et al. 1980 b] konnte in unserer Versuchsreihe weitgehend bestätigt werden. Auffällig ist die Stabilität des Amplitudenparameters, der wie zuvor bereits erläutert, einen direkten Zusammenhang mit der Feuerungsrate besitzt. Mit diesen Eigenschaften scheint der Parameter geeignet, Maximalkräfte abzuschätzen ohne deren absoluten Wert zu kennen. Hierzu bedarf es allerdings zukünftig zusätzlicher Studien. Die von uns verwendete Methode zur Kraftmessung erscheint extrem sensibel und daher gut geeignet um genaue Bestimmungen dieses Zusammenhangs zu untersuchen. Eine noch genauere Abstufung der Kraftlevel erscheint hierbei sinnvoll um weitere Stufen der Feuerungsratenveränderung zu erfassen. Die Ergebnisse der Kontrollversuche sprechen für sich. Aus der hervorragenden Reproduzierbarkeit der Standardkurve und den minimalen Abweichungen kann auf ein gutes Studiendesign geschlossen werden. Große Schwankungen innerhalb der inter- und intraindividuellen Ergebnisse waren in unseren Experimenten nicht zu bemerken. Auch die Beschränkung der Ruheamplitude auf ein bestimmtes Intervall war sinnvoll. Eventuelle Ermüdungseinflüsse konnten von vorne herein ausgeschlossen werden.

Die gemessenen Werte des Parameter Turns werden in der Literatur in Abhängigkeit vom Rekrutierungsverhalten der Muskulatur betrachtet [Kilbom et al. 1983]. In unseren Versuchen wies der Parameter eine hohe Grundaktivität auf. Dies ist möglicherweise durch den stets durchgeführten Vorversuch zu erklären, der vielleicht die Muskelfaserrekrutierung schon zu Beginn der ersten mitprotokollierten Versuche leicht verändert hat. Auch der Parameter Turns steigt physiologischer Weise mit steigender prozentual aufgebrauchter Maximalkraft. Es bleibt zu diskutieren, ob der Effekt von Temperaturveränderungen, insbesondere von Kühlung der Muskulatur, auf den Parameter Turns mit der vermehrten Rekrutierung von Typ II Muskelfasern reagiert [Krause et al. 2001]. Bei einer Belastung von 50% MVC scheint jedoch eine Stufe der Anstrengung erreicht worden zu sein, die das Potential der maximalen Rekrutierung von Muskelfasern auszuschöpfen scheint. Eine weitere Steigerung der Rekrutierung scheint nicht möglich, wobei andere Mechanismen zur Erhöhung der Muskelkraft durchaus genutzt werden können. Nach dieser Plateauphase kommt es zum steilen Anstieg des Parameters. Es gilt, dieses Phänomen in weiteren Studien genau zu untersuchen. Auf Literatur und Untersuchungen zu diesem Thema wird im Kapitel Parameter (4.2.1.2.2) dieser Arbeit verwiesen. Auch das Ansprechen zusätzlicher, funktionell ähnlicher Muskelgruppen oder anderer Muskeln ist grundsätzlich nicht vollständig auszuschließen. Auch für den Parameter Turns war eine hohe Sensibilität und Genauigkeit des von uns verwendeten Messsystems festzustellen, was in den Kontrollversuchen, die auch für diesen Parameter eine hervorragende Reproduzierbarkeit zeigen, belegt wird. Weitere Untersuchungen mit selbigem System und Versuchsaufbau erscheinen sinnvoll.

Als eines der Prinzipien zur Steigerung der Muskelaktivität dient die **Rekrutierung**. Zwischen dem elektromyographisch ermittelbaren Parameter der Amplitude und der Rekrutierung von motorischen Einheiten an einem Muskel besteht ein enger Zusammenhang [Chaffin et al. 1980]. Die Amplitudenrichtung ist von der Rekrutierungsschwelle einzelner motorischer Einheiten abhängig, wobei die maximale Rekrutierung schon vor Erreichen der V_{max} oder der maximalen EMG Aktivität erreicht wird [Theeuwen et al. 1994 b]. Dies lässt auch erkennen, dass der gleiche Amplitudenausschlag verschiedener Belastungsstufen der Muskulatur entsprechen kann [Bündingen et al. 1976]. Die Rekrutierung scheint hier mit der Muskelfasergröße zu korrelieren, was im sogenannten „Grundsatz der Größe (size-principle)“ beschrieben wurde [Hennemann et al. 1965 a, Freund et al. 1972, Clark et al. 1978, Theeuwen et al. 1994 b], wobei die motorischen Einheiten stets eine homogene Aktivierung erhalten.

Spätere Studien ergaben eine Einschränkung dieses Prinzips und gaben den Einfluss anderer Faktoren wie etwa Hautrezeptoreinflüsse zu bedenken [Garnett et al. 1981].

Besondere Bedeutung kommt im Falle der Rekrutierung der Kontraktionsgeschwindigkeit [Grimby et al. 1968] der Muskulatur und somit dem Muskelfasertyp zu. Die hier innervierenden α -Motoneurone können drei verschiedene Typen von Rekrutierungsverhalten aufweisen: homogene, tonische und phasische Entladung. Bei starken, schnellen Kontraktionen werden schon bei geringem Kraftaufwand alle ME rekrutiert, wohingegen bei kurzen phasischen Kontraktionen die Rekrutierungsreihenfolge gleich bleibt. Jede motorische Einheit ist in der Lage tonisch und phasisch zu reagieren [Freund 1983], wobei diejenigen, welche phasisch entladen bei der vermehrten Rekrutierung von ME und bei einem steilem Kraftanstieg meist unterhalb der tonischen Auslöseschwelle liegen. Liegt der Beginn oberhalb der tonischen Auslöseschwelle, kommt es zur Veränderung der Entladungsrate bis hin zur konstanten Entladung [Freund 1983]. Bei hochschwelliger Kontraktionsauslösung und hohem Kraftaufwand kontrahieren große ME schneller als kleine ME [Hannerz 1974]. Die Rolle der Nervenfasern bei der Veränderung des Rekrutierungsverhaltens ist noch nicht hinreichend geklärt.

Ein kontinuierlicher Anstieg der Muskelbeanspruchung führt zu einem zeitweiligen Ansteigen der neuromuskulären Latenz [Morimoto et al. 1984]. Bei langsamem Kraftanstieg wird die motorische Einheit relativ zur Geschwindigkeit der synaptischen Übertragung rekrutiert. ME mit hoher neuromuskulärer Latenz werden zuerst rekrutiert, wobei sich die Frequenzrate umgekehrt proportional zur Übertragungsgeschwindigkeit verhält.

Langsame motorische Einheiten verändern die Feuerungsrate stärker als schnelle ME, was eine höhere Erregbarkeit kleiner Einheiten ausdrückt. Die enge Verflechtung und Komplexität der Muskelaktivierung zeigt sich in der Überlappung der Auswirkung einzelner veränderter Vorgänge auf das Muster der elektromyographischen Ableitung. Die oben bereits erwähnte Kontraktionsgeschwindigkeit wird durch die **Feuerungsrate** beeinflusst [Büdingen et al. 1976]. Einzelne motorische Einheiten fangen bei einer bestimmten Frequenz an, die Feuerungsrate unabhängig von der Schwelle der Rekrutierung motorischer Einheiten zu erhöhen. Die mittlere Frequenzrate verhält sich dabei linear zum Kraftanstieg. Ein hoher mittlerer Kraftaufwand führt also zu einer Erhöhung der Feuerungsrate, ein niedriger Kraftaufwand eher zur Rekrutierung motorischer Einheiten [Milner-Brown et al. 1973 a].

Auch die Erregbarkeit der Muskelfaser an sich, sei sie durch Faktoren der Muskelfaser an sich, durch Faktoren der neuromuskulären Übertragung oder durch rein neuronale Faktoren verändert, nimmt Einfluss auf die Aktivität der Muskulatur. Die intramuskuläre Latenz kann in das System des „size principle“ eingeordnet werden. Die Überleitgeschwindigkeit des Impulses an der neuromuskulären Synapse korreliert bekannterweise mit der Faserdehnung [Andreassen et al. 1987]. Auch sie ist also abhängig von den Mechanismen zur Muskelaktivierung. Ein auffälliger Zusammenhang wurde für das Verhältnis von Latenz und Feuerungsrate gefunden [Sadoyama et al. 1987], welche sich kongruent verhalten [Bazzy et al. 1986]. Einige Studien gehen so weit, die Latenz als Maß für die Größe der motorischen Einheit zu benutzen [Freund 1983].

Eine weitere Möglichkeit des Muskels seine Kraft zu steigern besteht in der **Synchronisierung** aktiver motorischer Einheiten. Durch die experimentelle Bestimmung von Kontraktionszeiten und Faseranspannungen ließ sich das Phänomen der Synchronisierung motorischer Einheiten unter Belastung nachweisen [Milner-Brown et al. 1973 b]. Die Abschätzung des Synchronisierungsverhaltens von ME via OEMG ist experimentell möglich, aber aufwendig. Eine intramuskuläre Ableitung zur Identifizierung einzelner ME ist unbedingt nötig, wobei eine Kontrolle der Erholungsrate einzelner Referenz ME auf höherem und niederem Kraftlevel Nachweis der Synchronisierung stattfinden sollte [Yue et al. 1995]. Bei niedrigerer Belastung entladen motorische Einheiten unabhängig voneinander und bilden ein charakteristisches Entladungsmuster. Einige der Parameter des Entladungsmusters stehen in einfacher Relation zur Dauer des Muskelaktionspotentials. Ab einem bestimmten Kraftanstieg ist das Verhältnis uneinheitlich. Es kommt zur verstärkten elektrischen Aktivität bei einer erhöhten Anzahl aktiver motorischer Einheiten, also zum Synchronisierungseffekt [Person et al. 1970].

Die in unseren Studien ermittelten Ergebnisse lassen sich in der Literatur weitgehend belegen. Dennoch konnte trotz eines guten Studiendesigns nicht ausgeschlossen werden, dass unbeabsichtigte Fremdeinflüsse die elektromyographische Ableitung beeinflusst haben. Im Kapitel 4.1.4 Versuchsdurchführung wird auf eine Vielzahl von möglichen Faktoren hingewiesen, welche EMG Veränderungen hervorrufen können. Ein vollständiger Ausschluss aller Störfaktoren scheint derzeit unmöglich.

Im Vergleich von männlichen und weiblichen Probanden konnten einige interessante Beobachtungen gemacht werden. Die RMS, die sich durch die gesamte Studie hinweg als ein

sehr stabiler Parameter erwiesen hatte, konnte auch im Geschlechtervergleich keine Unterschiede aufweisen. Anders jedoch der Parameter Turns. Hier konnte eindeutig beobachtet werden, dass der Turn bei Frauen deutlich früher zu steigen begann als bei Männern, welche hingegen zum Ende der Messungen hin einen deutlichen Anstieg des Turns zeigten. Es kann gemutmaßt werden, dass der wie auch in den anderen Kurven beobachtete S-förmige Verlauf des Graphen durch die Rekrutierung zweier verschiedener Muskelfasertypen verursacht wird. Eine unterschiedliche Zusammensetzung der Muskulatur bei männlichen und weiblichen Probanden muss angenommen werden. Des Weiteren besteht die Möglichkeit, dass die Faserzusammensetzung der Muskulatur der Probanden bezüglich des Trainingszustands unterschiedlich ist. Eine genaue Untersuchung dieser Mutmaßungen ist nur über Muskelbiopsien möglich und schied deshalb für die von uns durchgeführte Studie aus. Es bleibt somit fortführenden Studien überlassen, diese Fragestellung eingehend zu klären.

4.4.2 Versuche mit ermüdender isometrischer Muskelarbeit

4.4.2.1 Muskelermüdung

Muskelermüdung ist ein seit Jahren kontrovers diskutiertes Thema. Eine Vielzahl von Kongressen und Symposien hat sich mit dieser Angelegenheit beschäftigt, wobei schon Fragen der Definition derselben äußerst schwierig und kaum allgemeingültig klärbar schienen. Zahlreiche Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Muskulatur wurden unternommen, ohne jedoch die zu untersuchenden Phänomene genauer zu betrachten. Von experimentellen Ansätzen zu Erfassung der Ermüdung, über Spektralanalysen des elektromyographischen Wellenmusters [Petrofsky et al. 1975 b, Sadoyama et al. 1981, Lowe et al. 2001, Maisetti et al. 2002], bis hin zu mathematischen Modellen zur Ermüdungsbestimmung [Lindström et al. 1977] gab es verschiedenste Ansätze, das Phänomen Ermüdung greifbar und messbar zu machen. In den meisten Experimenten wurde Ermüdung gemessen, indem der Kraftverlust gegenüber einer „Standardkraft“ welche unter genau definierten Vorgaben erzielt werden konnte [Thomas 1996], bestimmt wurde. Verschieden Faktoren wie etwa die MFCV werden als Indizes für Muskelermüdung gepriesen, wobei aber bis heute den Indices kein anatomisches Korrelat zugeordnet werden kann [Hogrel et al. 2002]. Sinnvoller erscheint es also, die Ermüdung in ihren einzelnen Komponenten zu erfassen, um sie genauer untersuchen und verstehen zu können.

Hakan Westerblad [Westerblad 1996] kommentierte die **Ermüdung einzelner Muskelfasern** wie folgt: Skelettmuskelermüdung sei ein komplexes Phänomen, das jede Stufe vom

motorischen Cortex bis hin zu aktiven Motoren (z.B. Muskelfasern) mit einbeziehe. Die Ermüdung einzelner Muskelfasern könne unterteilt werden in die myofibrilläre Ermüdung und in das Versagen der Muskelfaseraktivierung. Fibrilläre Ermüdung tritt zuerst auf und vermindere die Kraft um etwa ein Viertel. Ursächlich sei eine Abschwächung der Funktion muskulärer Querbrücken, was die Minderung der isometrischen Kraftkomponente bewirke. Dies wiederum führe zu einer langsameren Muskelverkürzung. Bei motorischen Einheiten mit niedriger Entladungsschwelle dominiere die Ermüdung der kontraktilen Elemente, während bei motorischen Einheiten mit hohen Schwellen eher die neuromuskuläre Ermüdung vorherrscht [Stephens et al. 1972]. Die isometrische Kraft ist zudem durch verschiedene Metabolite beeinflussbar, wie etwa durch das H^+ [Fulton et al. 1924 a, Laurent et al. 1993] und das anorganische Phosphat. Hierbei reduziere sich besonders die isometrische V_{max} durch die zunehmende muskuläre Übersäuerung bei Muskelermüdung. Auch Einflüsse durch veränderte Muskeldurchblutung spielen eine Rolle beim Muskelermüdungsverhalten. Bei Kontraktionen über 70% MVC setzt eine Ischämie ein [Humphrey et al. 1963]. Das Versagen der Aktivierung tritt später als die myofibrilläre Ermüdung auf, wobei nicht sichergestellt ist, ob dieses Verhalten außerhalb experimenteller Ansätze reproduzierbar ist. Zudem ist es fraglich ob die Veränderungen im Muskel stets reversibel oder irreversibler Natur sind. Aktivierungsversagen ist durch eine Kombination von reduzierter myofibrillärer Calciumempfindlichkeit und reduzierter Calciumausschüttung aus dem SR verursacht. Grundsätzlich besteht die Problematik, dass Experimente an einzelnen Muskelfasern gut einzurichten sind, aber die Resultate nicht unbedingt auf die Situation in vivo übertragbar sind [Westerblad 1996].

Die **Ermüdung der neuromuskulären Synapsen** kann an drei Orten stattfinden: im ZNS, bei der Übertragung vom ZNS auf die Muskeln und an den Muskelfasern selbst [Bigland-Ritchie et al. 1984]. Die Ermüdung neuromuskulärer Synapsen muss also auch für die Fälle des prä- und postsynaptischem Versagens untersucht werden.

Präsynaptisch wirken Blockaden neuromuskulärer Synapsen, Axonabzweigungen, Versagen der Erregungsweiterleitung durch Transmitterausschüttung oder quantitative ACh Ausschüttung. Postsynaptisch wirken eine inadäquate Rezeptorantwort bei niedriger Rezeptordichte, die Desensibilisierung von Rezeptoren, die inadäquate t-Tubulus Membrandepolarisierung, ein Abfallen der Erregbarkeit des SR und eine Depolarisierungsunterbrechung an der Membran des SR [Sieck et al. 1996]. Zusätzlichen Einfluss können Überlagerungen von Schmerzreizen oder der noch nicht geklärte, zentral

geregelte Zusammenhang zwischen dem Prozentsatz der Krafterregung und dem Blutdruck nehmen [Kilbom et al. 1983]. Die Verhältnisse in vitro sind gut untersucht und unterscheiden sich bisher leider maßgeblich von in vivo Versuchen. Verallgemeinerungen sind somit unzulässig. Für in vitro Versuche ist folgendes definiert: NTF ist die Diskrepanz zwischen der durch Nervenstimulation erzeugten Muskelkraft und der direkt am Muskel stimulierten Kraft. Auf die NTF haben mehrere Faktoren Einfluss: die Stimulierungsfrequenz, postnatales Training und der Muskelfasertyp. Motorische Einheiten von s- und f-Fasern sind hier unempfindlicher als andere Einheiten und spielen eine nicht unwichtige Rolle. Typ II b Fasern werden in der Regel schneller entglykogenisiert als Typ I oder II a Fasern. Typ I Fasern sind insofern bedeutend, da sie vorwiegend bei schon geringem Kraftaufwand rekrutiert werden und schneller ermüden als andere Muskelfasern [Linssen et al. 1993]. Embryonale, aber auch neonatale Muskulatur ist noch nicht ausdifferenziert und kann ebenso eine Rolle für die Ermüdung spielen. Präsynaptische Mechanismen, die der NTF unterliegen, sind das Versagen der axonalen Ausbreitung, insbesondere unter Ischämie und das Absinken der quantitativen Transmitterausschüttung, wobei Einflüsse durch Faktoren wie der Ort der Ausschüttung, die Diffusionseigenschaften des Transmitters oder eine veränderte Ca^{2+} -Dynamik nicht auszuschließen sind.

Postsynaptisch wirkt die Desensibilisierung der Acetylcholin-Rezeptoren, welche die Membranerregbarkeit des sarkoplasmatischen Retikulums durch die Veränderungen des extrazellulären Kaliums und des damit fallenden pH beeinflusst. Das Verhältnis von Kraft und Aktionspotential kann also durch die Membrandepolarisation beeinflusst werden. Dies ist in Versuchen ex vivo mehrfach beschrieben worden, wobei in vivo vermutlich die erzeugten Frequenzen nie hoch genug waren, um NTF auszulösen. Verschiedenste Variablen wie Hyperkapnie und Azidose könnten das Auftreten von NTF erleichtern [Bazzy-Asaad 1996].

Die Ermüdung einzelner ME muss vor dem Hintergrund der Veränderung der Gesamtmuskelaktivität bei Ermüdung betrachtet werden. Hier finden viele Veränderungen statt, wie z.B. Veränderungen in der EMG-Wellenform, Amplituden und Ausdaueränderungen oder eine verlangsamte Entladungsrate motorischer Einheiten bei willkürlicher Kontraktion. Ein bemerkenswerter Effekt ist der Anstieg der Dauer des Aktionspotentials zu Ermüdungsbeginn in den einzelnen motorischen Einheiten, der sich gefolgt von einer starken Veränderung des elektromyographischen Mustern zeigt. C.K. Thomas [Thomas 1996] zeigte einzelne EMG-Potentiale motorischer Einheiten, welche von der Muskeloberfläche und mit intramuskulären Elektroden bei anhaltender Entladung der ME

abgeleitet wurden. Hierbei blieben die intramuskulären Elektroden unverändert, während die oberflächlichen einen Wandel durchliefen. Ähnliche Beobachtungen finden sich auch in einer neuen Studie von Olsen [Olsen et al. 2001]. Die Ermüdung motorischer Einheiten bei Maximalkontraktionen wird von einer Verlangsamung der Entladungsrate begleitet, was gut mit der Verlangsamung des zeitlichen Anstiegs und des zeitlichen Verfalls einzelner Fasern korreliert. Hier besteht wiederum eine Diskrepanz zwischen in vivo und in vitro ermittelten Verfahren sowie auch zwischen künstlicher Stimulation und Ableitungen willkürlicher Muskelbewegungen. Erstaunlicher Weise scheinen langsame Einheiten niedriger Kraftstufen oft bei höheren Raten zu entladen als gerade erst rekrutierte, schnellere Einheiten. Man kann vermuten, dass ausdauernde Kontraktionen auf niedrigen Belastungsstufen stetige Aktivität niederfrequent entladender motorischer Einheiten verursachen. Verschiedene Formen der Belastung erzeugen verschiedene Ermüdungsvarianten im Muskel. Isometrische Kontraktionen sind vermutlich ermüdender als großamplitudige, isotone Muskelkontraktionen. Auch verschiedene Muskelfaserzusammensetzungen oder Koaktivierung von Antagonisten spielen eine Rolle. Fraglich bleibt ob die Aktivität einer motorischen Einheit andere motorische Einheiten direkt oder indirekt beeinflusst. Dies könnte über die Ausschüttung von Metaboliten oder Ionen stattfinden, über Ladungs- oder Längenverschiebung von Nachbarzellen oder durch Veränderung der mechanischen Möglichkeiten der umliegenden Muskeln oder Sehnen [Clamann 1996]. In neuen Studien zeigt sich, dass eine verstärkte, schnelle Aktivierung der Na^+/K^+ ATPase mit einem Anstieg der MFCV bei ermüdender, ischämischer, isometrischer Belastung [Rongen et al. 2002] korreliert.

Als Auslöser für Ermüdung werden auch zentralnervöse **Einflüsse auf segmentaler Ebene betrachtet**. Spinale Leitbahnen unterstützen die willentlich erzeugte Muskelkraft und man vermutet, dass diese selektiv Feuermuster identifizierter motorischer Einheiten modifizieren [Aimonetti et al. 2001] kann. Ziel und Aufgabe neuer Studien muss es sein, neuronale Mechanismen zu identifizieren, die möglicherweise auf Rückenmarksebene agieren und die Entladungsrate von motorischen Neuronen regulieren. Es gibt nachweislich spinale, segmentale Vernetzungen welche beides, die Veränderungen der Muskelkraft und den metabolischen Status registrieren. Es ist zudem bekannt, dass diese Vernetzungen in der Lage sind, die Entladung der Motoneuronen zu verändern, um die müdigkeitsbedingten Veränderungen auszugleichen. Zuerst wird die afferente Entladung verändert. Dies verursacht eine Veränderung des Verhältnisses zwischen exzitatorischem und synaptischem Verlauf und

Motoneuronenentladung. Hierbei können verschiedene Muster interneuroner Entladung beobachtet werden. Vermutlich resultiert diese Modulation aus einem Anstieg der MN Entladung zum Ziele, Muskelkraftabfall zu kompensieren. Möglich sind auch kraftregulatorische Mechanismen via Golgi Sehnennorgan, insbesondere ein Abfallen der Sehnenorganentladung bei Ermüdung und die konsequente Minderung der Entladung inhibitorischer Ib Interneurone. Extensorneuronen werden so weniger gehemmt, der Streckreflex also verstärkt. Es gibt also konkurrierende und opponierende Interaktionen zwischen der Anpassungsrate von Motoneuronen, welche für das Abfallen des motorischen Inputs sorgen und jenen der Kraftregulation, die den motorischen Output erhöhen müssen, um den ermüdungsbedingten Kraftabfall auszugleichen. Hierzu sollten drei Punkte Beachtung finden:

1) Die afferenten Mechanismen, bzw. der Beitrag der Anpassung von Entladungsraten der Motoneurone der Gruppe III und IV sind umfassend zu erläutern. Nach ermüdender Muskelarbeit zeigen Gruppe III und IV Afferenzen ein verändertes Entladungsmuster und eine veränderte Sensibilität auf verschiedene Stimuli im Elektromyogramm. Gruppe III Afferenzen für Mechanorezeptoren und für die Latenz verändern ihre Restentladung bei muskulärer Ermüdung. Nebenbei verändern sie ihre Sensibilität gegenüber mechanischen Störungen. Sie verhalten sich also bezüglich ihrer Entladungsveränderung polymodal, indem sie sowohl durch mechanischen Input (Streckung, Kontraktion, direkte Stimulation) als auch durch die veränderte metabolische Situation des Muskels beeinflusst werden. Über die Afferenzen der Gruppe IV gibt es nur weniger klare Informationen. Mit anhaltender Kontraktion und Ischämie steigt ihre Entladung. Selbst bei Stabilisierung des Außenmilieus werden Afferenzen der Gruppe IV stark durch ermüdende Muskelkontraktionen beeinflusst. Unklar bleibt, ob Gruppe III oder IV Afferenzen bestimmte funktionelle Rollen haben oder ob sie einer getrennten zentralen Projektion unterliegen. Diese zentrale Projektion könnte im Zusammenhang mit ihrer Funktion als Mechanorezeptoren, Nozizeptoren oder metabolischen Rezeptoren stehen. Es wird aber auch diskutiert, ob es eine gemeinsame einzige Konvergenz spinaler Interneuronen und Leitungsbahnneuronen gibt, die unabhängig von einer funktionellen Spezialisierung ist. Außerdem bleibt noch unklar, ob all diese Afferenzen auch für die Übertragung von Muskelschmerzen verantwortlich sind oder ob dies den Gruppe IV Afferenzen vorbehalten ist. Gruppe III Afferenzen können innerhalb der ersten 20 bis 30 Sekunden muskulärer Belastung ihre Entladungsrate reduzieren, um danach deutlich höhere Entladungsraten zu erreichen. Sie scheinen auf einen bisher nicht nachweisbaren Tetanus zu

reagieren, der bei Anspannung der Muskulatur in einem Signalwirrwarr entsteht. Die Verlängerung der Erholungszeit, welche Ermüdung begleitet, scheint folglich dazu zu dienen, die Entladungsrate zu reduzieren. Dies wird erreicht, indem ein sanfteres Anspannungsprofil erzeugt wird, wenn die Geschwindigkeit der Muskelkontraktion sich vermindert. Es bleibt aber unwahrscheinlich, dass dies eine maßgebliche Rolle in der ersten steilen Phase der Belastungsreaktion an Motoneuronen spielt. Eher wird angenommen, dass die Entladungsrate von Motoneuronen auf rein intrinsische Mechanismen zurückzuführen ist.

2) Zur Klärung der Rolle interneuronaler Wege ist folgendes zu erwähnen: Es existieren nur wenige Messungen über die physiologischen Effekte von Gruppe III und IV Mechanorezeptorafferenzen auf spinale Interneurone. Noch heute stellt die Inhärenz spinaler Motoneurone ein Problem in Experimenten dar [Wu et al. 2002]. Die wenigen spezifischen Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass interneuronale Effekte außergewöhnlich stark sind und dass afferente Projektionen sehr weite Auswirkungen haben. Offensichtlich wirken sie sogar auf ein weites Feld von interneuronalen Konvergenzen [Rymer 1996]. Mit hoher Wahrscheinlichkeit wird angenommen, dass die zentrale Erregbarkeit vieler interneuronaler Wege von einem substantiellen Anstieg in Gruppe III und IV Afferenzentladungen beeinflusst wird, welche die Muskelermüdung begleiten.

Spezielle Bedeutung haben diesbezüglich Renshaw-Neurone, welche konvergent das Input von III und IV Afferenzen bekommen und exklusive Verbindung zum Motoneuron und zu dessen Entladung haben. Vermutlich kommt es zu einer erhöhten Reizantwort auf motoneuronale Entladung, gefolgt von einer vermehrten Nachhyperpolarisation. Hierbei sinkt die Entladung der Motoneuronen. Dieser Ablauf gilt insbesondere für lokale Einflüsse, wie z.B. Effekte auf Nachbarzellen. Renshaw-Neuronen sind die einzige bekannte Interneuronenklasse, deren Entladung direkt mit der Feuerungsrate von Motoneuronen zusammen hängt. Ihre Aktivität hat direkten Einfluss auf die örtlichen und zeitlichen Entladungsmöglichkeiten in untersuchten Gruppen von Motoneuronen.

3) Schließlich bleibt noch die Bedeutung intrinsischer, biophysikalischer Mechanismen der Motoneuronen, welche genau in Hinsicht auf die Anpassung der Feuerungsrate genauer zu untersuchen ist. Die Anpassung der Feuerungsrate bei Ermüdung nach konstant andauernder intrazellulärer Erregung ist funktionell wichtig, um die Muskelkraft trotz der myogenen Erschöpfung zu optimieren und beizubehalten. Hierbei sind bestimmte Muster von Feuerungsraten besonders geeignet. Unklar dabei ist, ob die natürlich auftretenden Muster

zwingend optimal sind, um Muskelkraftherzeugung zu kontrollieren, und ob die Anpassung der Feuerungsrate während der Muskelfaserveränderung bei Ermüdung modifizierbar ist.

Wahrscheinlich ist, dass der zeitliche Ablauf der Veränderung in Erholungsphasen durch Potentialschwankungen und Voraktivierung begrenzt wird. Falls intrinsische Aktivität der Motoneuronen voll in einem „open-loop“ Modus operieren, kann es ein Missverhältnis von erforderlicher und tatsächlich vorhandener Entladungsrate geben. Das frühe Abfallen der Entladung der Gruppe III und IV Faser verdeutlicht, dass zumindest innerhalb der ersten 10 bis 30 Sekunden unter Belastung keine substanzielle Komponente vorhanden sein kann, welche die Höhe der Feuerungsrate reduziert. Die Entladungsrate wird also auch ohne den Einfluss metabolischer Faktoren bereits anfänglich abgesenkt, auch wenn ein von den zentralen Aktionen der III und IV Afferenzen her angebotener Impuls für höhere Entladungen theoretisch ausreichen müsste. Beteiligungen andere Afferenzen, wie z.B. Spindel- und Sehnenorganafferenzen, sind, wie bereits zuvor beschrieben, nicht ausgeschlossen. Nach kurzer Zeit setzt sich die Modulation der Entladungsrate, zumindest teilweise durch intrinsische, motoneuronale Mechanismen gemittelt, fort. Hier spielen interneuronale Mechanismen eine bedeutende Rolle, sind aber, da sie postsynaptische, spinalen Neurone hemmen, nicht gut geeignet, die Entladungen motorischer Einheiten zu regulieren. Man kann daraus schließen, dass die postsynaptische Inhibierung lediglich die generelle Erregbarkeit des Neuronenpools vermindern, die Entladungsraten aber nicht effizient beeinflussen kann. Erzeugt man anhaltende, submaximale, ermüdende Kontraktionen, so sinkt die motoneuronale Entladung progredient, wobei gleichzeitig die elektrische Aktivität steigen muss, um die erforderliche Muskelkraft zu erhalten. Die postsynaptische Hemmung ist folglich eine ungeeignete Methode zur Feinregulation von Kraft.

Spindelafferenzen und Sehnenorganafferenzen haben Einfluss auf die präsynaptische Hemmung und somit auf die Anpassung von Feuerungsraten. In experimentellen Untersuchungen steigert sich die präsynaptische Inhibierung kurz vor willkürlichen isometrischen Kontraktionen sprunghaft, um schon eine Sekunde später wieder abzufallen. Dies korrespondiert weitgehend mit den Beobachtungen, dass bei schnellen, starken Kontraktionen die Anpassung der Feuerungsrate von Motoneuronen steil ansteigt. Wie bereits zuvor erwähnt scheint dies aber keinen dominanten Faktor für die Abläufe im ermüdeten Muskel darzustellen [Rymer 1996].

Rein **zentrale Mechanismen der Ermüdung** stellen einen weiteren wichtigen Punkt bei der Betrachtung des Ermüdungsverhaltens von Muskulatur dar. Problematisch ist der

persistierende Mangel an standardisierten Methoden zur objektiven und quantitativen Messung von Ermüdung. Die üblicher Weise gemessene, nicht ermüdende MVC entspricht oft zu 95%, gelegentlich sogar zu 100%, der MEF. Bei mehrfach wiederholten oder andauernden willkürlichen Kontraktionen vermindert sich das Verhältnis MVC/MEF. Dies lässt eine zentrale Ermüdung [Freund 1983] vermuten, wobei bei Versuchen mit starken Kontraktionen periphere, also dem Muskel assoziierte Mechanismen dominanter erscheinen. Bei Tests mit tendenziell schwachen, lang andauernden Kontraktionen treten zentrale und peripher ermüdende Faktoren mit etwa gleicher Gewichtung auf. Als Indikator für die zentrale Muskelermüdung kann die mittlere Amplitude im EMG gelten, wohingegen die CF als Indikator lokaler Muskelermüdung gilt [Kilbom et al. 1983]. Nach wie vor wurde nicht geklärt, ob es motorische Faktoren gibt, die auf rein zentrale Ermüdungsmechanismen signifikant reagieren. Meist werden mehrere Faktoren verwendet um den Grad der Muskelaktivierung zu beurteilen. Erschwerend kommt hinzu, dass Kontraktion eines Muskels unweigerlich zu Kontraktionen anderer Muskeln, insbesondere auf der kontralateralen Seite, führt [Kernell 1996]. Auch rein mentale Effekte auf das Verhalten der Muskulatur bleiben zu diskutieren. Bei Untersuchungen zum Einfluss von Trainingseffekten auf die zentrale Ermüdung wurden submaximale Ausdauerests bei konstanter Belastung studiert. Hier konnte gezeigt werden, dass bei den meisten Probanden die Intensitätsschätzung der Kontraktion typischerweise direkter mit dem Erfolgsdenken oder dem Kommando zur Übungsdurchführung verbunden war, als mit der aktuellen Kraft selbst. Interessant ist auch die Beobachtung, dass das Bewusstsein um die Dauer einer Übung bei mittelstarken Belastungen nicht zu Veränderungen des OEMG-Musters führt [Maisetti et al. 2002].

Interessant scheint mir die Beobachtung der **Ermüdung adaptiver Systeme bei Unter- und Überbeanspruchung.**

In Abhängigkeit von oben genannten Ermüdungsmechanismen können nicht einförmige, von anhaltender Aktivität ausgehende Adaptierungen unerwartete Effekte auf das Ermüdungsverhalten haben. Eine mögliche Methode, die Mechanismen der Ermüdung zu identifizieren, ist es, das System zu stören, dann die Adaptierung zu charakterisieren und danach den Effekt der Ermüdung auf den Muskel festzustellen. Die meisten Studien benutzen persistierende oder intermittierende Störungen, die entweder Unter- oder Überbeanspruchung der Muskulatur hervorrufen. Faktoren, welche so wirken können, sind z.B. das Alter, elektrische Muskelstimulierung, das Repetieren von Übungen, die Immobilisierungen, die Reinnervation denervierter Muskeln oder Spinalkanalverletzungen.

Zumeist finden in der Muskulatur funktionelle Anpassungen statt, welche einen Zusammenhang zwischen physiologischen Möglichkeiten der motorischen Einheiten und deren charakteristischem Aktivierungsmuster aufweisen. Motorische Einheiten mit langsamer Kontraktionszeit sind schwer ermüdbar, was zur Folge hat, dass eine typische Aktivität in einer festen Positionierung besteht, welche ausdauernde Kontraktionen mit niedriger Kraft erfordert. Fraglich ist, ob dies eine der Fähigkeiten der motorischen Einheiten darstellt Aktivierungsmuster zu beschränken oder ob die Aktivierungsmuster die erforderlichen Fähigkeiten spezifizieren. Eher als das Aktivierungsmuster scheint die Summe der täglichen Aktivitäten der kritische Faktor zu sein, der die Ausdauerkapazitäten beschränkt. Die tägliche Stimulation eines Muskels bei niedrigen Entladungsraten der MN senkt die myogene Ermüdbarkeit merklich. Dies wird durch Veränderungen des muskulären Metabolismus, sowie durch Veränderungen der Proteinexpression und einer damit verbundenen Veränderung spezieller Gene, welche Muskelfasern in einen langsameren Phänotyp ändern, beeinflusst. Im Gegensatz hierzu wird bei gelegentlichem Einstreuen von Hochfrequenzstimulanseinheiten vorwiegend die Muskelkraft erhalten. Sie hängt sowohl vom Aktivierungsmuster als auch von der Stimulansmenge ab. Ursachen für die Veränderung der Genexpression könnten eine Reduktion der Energiezufuhr oder ein Anstieg des intrazellulären Ca^{2+} sein. Verschiedene Muskeln und evtl. auch verschiedene motorische Einheiten innerhalb eines Muskels haben verschiedene, vorherbestimmte Adaptationsbereiche für alle myogenen Eigenschaften, die während der Aktivität verändert werden [Enoka 1996].

4.4.2.1.1 Muskelermüdung und Kälte

Senkt man die Temperatur des Muskels, kommt es zur Veränderung der elektrischen Aktivität desselben [Doud et al. 1995]. Häufig wurde ein Absinken der Amplitude und der mittleren Frequenz beobachtet, wohingegen die Ermüdung zu einem Anstieg der Amplitude und einem Abfall der CF führt. Der Abfall der EA bei Kühlung erklärt sich durch ein verändertes Ausgangssignal, eine veränderte Weiterleitung des Signals durch kühle Elektroden, durch ein visköseres Gewebe und durch eine verstärkte neuromuskuläre Latenz. Auch eine Veränderung der Membrankonstante unter Kühlung konnte festgestellt werden [Petrofsky et al. 1980 b]. In der von uns durchgeführten qualitativen elektromyographischen Untersuchung konnte unter Kälteeinwirkung sowohl eine herabgesetzte RMS, wie auch ein niedrigerer Verlauf des Parameters Turns im Vergleich zu Standardwerten festgestellt werden. Es wird beobachtet, dass die mean frequency direkt abhängig von der neuromuskulären Latenzzeit und von den Muskelfasern ist. Die MPF hingegen ist abhängig von zentralen Einflüssen wie der Entladungsfrequenz und der Synchronisierung [Mucke et al. 1998]. Der Verlauf des RMS-

Amplitudenparameters zeigte sich unter Kühlung in einer glatteren Form als ohne Temperatureinfluss. Eine zusätzliche Stabilisierung des Parameters unter Kälteeinwirkung kann angenommen werden.

4.4.2.2 Ergebnisdiskussion

Im Falle der Muskelermüdung wurde zumeist ein Abfallen der **Frequenz** beobachtet [Hagberg 1981], welche auf die Desynchronisation der Vorderhornzellen zurückzuführen ist [Kilbom et al. 1983]. Erwartungsgemäß konnte diese Beobachtung auch in unseren Experimenten bestätigt werden. Bei genauerer Betrachtung fällt das Abfallen des Verhältnisses der CF und mittleren Frequenz unter Ermüdung besonders auf [Petrofsky et al. 1980 b, Stoboy et al. 1959], wobei einerseits die Muskeltemperatur, aber auch die Muskellänge [Doud et al. 1995] Einfluss nehmen. Bemerkenswert war in unserer Studie, dass sich alle Kurven auf einen Wert hin veränderten. Es bleibt zu untersuchen ob dies der Punkt ist, an dem die Latenz stabil bleibt und somit die weitere Rekrutierung begrenzt wurde, oder ob andere Faktoren hierfür verantwortlich gemacht werden müssen.

Man kann mehrere Faktoren verwenden, um den Grad der Muskelaktivierung zu beurteilen. Die Kontraktion eines Muskels führt in der Regel unweigerlich zu Kontraktionen an anderen Muskeln insbesondere auf der kontralateralen Seite [Kernell 1996]. Die mittlere Frequenz fällt durch die Wirkung persistierender Kontraktion niederer Frequenzkomponenten und vermehrter Signale ab. Diese Signale durchlaufen Gewebe, das als Niederfrequenzfilter wirkt [De Luca 1985]. Der Frequenzabfall wurde in verschiedenen Studien sowohl als exponentieller, wie auch als linearer Graph, welcher durch eine vermehrte Rekrutierung erklärt wird [Kilbom et al. 1983] beschrieben. Ursächlich wird hierfür eine verstärkte neuromuskuläre Latenz angenommen [Potvin 1997].

Die elektromyographische ermittelte **Amplitude** hingegen steigt bei Ermüdung der Muskulatur [Lind et al. 1979, Petrofsky et al. 1980 b, Hagberg 1981, Potvin 1997]. Sie ist generell abhängig von und somit ein Indikator für die Anzahl aktiver motorischer Einheiten und von der Entladungsfrequenz [Petrofsky et al. 1980 b, Bayer et al. 1950], was sich bei konstanter Steigerung der MVC deutlich zeigt. Hier lässt sich ein beeindruckender Amplitudenanstieg beobachten.

Die Synchronisierung motorischer Einheiten ist ursächlich für den Anstieg der Amplitude, welche die Verschiebung der Frequenzbandbreite durch die Ermüdung weitgehend

mitreflektiert. Deshalb wird sie auch stark vom verwendeten Elektrodentypus beeinflusst wird [DeLuca 1985].

Die in unserem Versuch verwendete **RMS** gilt als hervorragender Parameter, um lokale Muskelermüdung anhand von aerobem und anaerobem Metabolismus nachzuweisen [Chwalbinska-Moneta et al. 1998, Cook et al. 1999, Lucia et al. 1999, Radwin et al. 1999]. Die unter ermüdender Belastung beobachteten Kurvenverläufe in unseren Experimenten entsprachen den in der Literatur beschriebenen elektromyographischen Bildern. Es konnte jedoch nur in einem der Kurvenverläufe ein Ansteigen der RMS nachvollzogen werden. In unserem zweiten Kurvenverlauf, der ein regelmäßiges Bild aufwies, war ein gerader Kurvenverlauf festzustellen. Als Amplitudenparameter spiegelt das Ansteigen der RMS unter ermüdenden Muskelbelastungen den Anstieg der Feuerungsrate unter Belastungen wieder. Dieser ist für die Feinabstimmung der aufgebrauchten Kraft zuständig [Person et al. 1972], was wiederholt in Experimenten anderer Forschungsgruppen beobachtet wurde [Gerdle et al. 1992, Moritani et al. 1986]. Dies lässt Raum für die Interpretation der von uns beobachteten Ergebnisse. Mehrere Möglichkeiten der Begründung für den geradlinigen Kurvenverlauf liegen nahe: Eine Möglichkeit besteht darin, dass einige Probanden den Versuch vor Erreichen der ermüdenden Phase, entweder durch die von uns gesetzte Maximalzeit oder aus anderen Gründen, abgebrochen haben und somit ein Ansteigen der RMS nicht beobachtet werden konnte. Des Weiteren besteht die Möglichkeit, dass sich in der Unregelmäßigkeit des Parameters ein Wechselspiel verschiedener Muskelgruppen widerspiegelt, die teils willkürlich oder unwillkürlich aktiviert wurden, um die erforderte Kraft aufrecht erhalten zu können. Der verhältnismäßig stabile Verlauf des Parameters RMS, auch über längere Zeitabschnitte gesehen, entsprach unseren Erwartungen. Dieser hatte schon in den nicht ermüdenden Belastungen unter hohem Kraftaufwand keine markanten Veränderungen ergeben. Eine Aktivierung verschiedener Muskeln kann auch ursächlich für die fast zyklischen Schwankungen, besonders bei der niedrigen Belastungsstufe, des elektromyographischen Musters in unserem Ermüdungsversuch sein. Wie auch in dem Abschnitt für die nicht ermüdende Muskularbeit gezeigt, liegen den elektromyographischen Veränderungen vier variable Grundmechanismen zur Modulation der Muskelkraft und somit der Muskelaktivität zugrunde:

- a) die Rekrutierung von motorischen Einheiten
- b) die Veränderung der Feuerungsrate neuromuskulärer Synapsen
- c) die Synchronisierung motorischer Einheiten und

d) eine variable Erregbarkeit der Muskelfaser durch veränderte Geschwindigkeit der Erregungsleitung.

Wie bereits zuvor diskutiert, zeigt sich Punkt a, die **Rekrutierung** von motorischen Einheiten, unter Belastung und somit die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten, besonders deutlich in den Amplitudenparametern. Zu diskutieren bleibt die Rolle der Entladungsfrequenzveränderungen bei verschiedenen Belastungsstufen, welche mit der Rekrutierung neuer motorischer Einheiten einhergeht [Person et al. 1972]. Die CF wird von kurzen Kontraktionen kaum beeinflusst, wobei es bei Kontraktionen im Kraftbereich von 20 bis 100% MVC zu linearen Abfällen der Frequenz über die Zeit kommt. Hierbei hat der Grad der aufgewendeten Kraft keinen Einfluss auf die Frequenz, was den Schluss zulässt, dass die Frequenz maßgeblich von der Aktionspotentialdauer abhängt wenn erst eine bestimmte Anzahl motorischer Einheiten rekrutiert ist. Dieses Verhalten wurde auch in mathematischen Modellen zur Abschätzung der Muskelrekrutierung beschrieben. Bei ermüdenden Kontraktionen mit einer Muskelkraft von bis zu 50% MVC kann der Muskel, wie bereits zuvor diskutiert, alleine durch Rekrutierung von zusätzlichen motorischen Einheiten die erforderliche Leistung erreichen [Petrofsky et al. 1980 a]. Hierbei werden zunächst vorwiegend Fasern des Typ I, also langsame Muskelfasern, mit zunehmender Kraftsteigerung andere Fasertypen rekrutiert [Perry et al. 1983, Linssen et al. 1991].

Bei stärkerem Kraftaufwand verändert sich nicht nur die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten sondern auch die in Punkt b angesprochene **Feuerungsrate** an den neuromuskulären Synapsen. Wird die V_{max} bestimmt, so zeigte sich in einer Untersuchung, dass die Feuerungsrate einzelner motorischer Einheiten schon nach kurzer Zeit absinkt [Maton 1981a]. Die Feuerungsrate steigt für gewöhnlich zugleich mit der Zunahme an aktiven motorischen Einheiten an [Sadoyama et al. 1981] und fällt bei Ermüdung deutlich ab. Ursächlich hierfür könnte die Häufigkeit der Summierung sein, welche zu einer Verlangsamung der Kontraktionsgeschwindigkeit führen könnte. Während der Ermüdung verändert die Verlangsamung der Kontraktionsgeschwindigkeit die Kraft-Frequenz-Beziehung hin zu einem niedrigeren Frequenzspektrum. So gesehen können die motorischen Einheiten vollständig aktiv bleiben, obwohl die Feuerungsrate objektiv gesehen abfällt. Die reduzierte Feuerungsrate stellt somit eine Sicherung gegen das Versagen der neuromuskulären Übertragung dar und dient folglich der Kraftregulation [Bigland-Ritchie et al. 1984]. Das

Verhältnis von Kontraktionskraft zu Feuerungsrate lässt sich als S-förmige Kurve beschreiben [Bigland et al. 1954 a]. Kleine Muskeln verändern ihre Feuerungsrate eher als große Muskeln, welche Kraftsteigerung eher durch veränderte Rekrutierung regulieren [Gerdle et al. 1990]. Bei Kraftspektren über 50% MVC wird der Anstieg der Feuerungsrate als dominierendes Prinzip zur Kraftsteigerung verwendet. Vorteil hier sind die niedrigen Entladungsfrequenzen bei Beginn der Rekrutierung, die asynchron verlaufen, um eine ungestörte muskuläre Stimulation zu ermöglichen. Dies bewirkt die Möglichkeit der Erzeugung einer stufenloser feinmotorischen Kraftsteigerung, was einer Frequenzmodulation entspricht. Optimale Feineinstellung wird erzielt durch Variation von Feuerungsrate und Anzahl der aktiven motorischen Einheiten [Petrofsky et al. 1986, Perry et al. 1981].

Erwähnt werden muss allerdings auch das Phänomen des Abwechselns verschiedener Muskelgruppen. Auch in unseren Versuchen beschrieben einige Probanden subjektiv das Gefühl gehabt zu haben, sie entlasteten den M. extensor carpi radialis brevis durch Nutzung anderer Muskeln. Motorische Einheiten können nur bis zu einer bestimmte maximalen Entladungsfrequenz, entsprechend ihrem charakteristischen Kraftbereich, arbeiten. Bei dessen Überschreitung arbeitet ersatzweise eine andere ME mit höherer Entladungsfrequenz. Dies führt physiologischer Weise zur Optimierung des Einsatzes der ME in möglichst geringem Kraft-, aber breitem Frequenzbereich. Motorische Einheiten, die für den Einsatz in hohen Kraftstufen benötigt werden, besitzen stabile Frequenzbereiche. Neben der Modulation der Frequenzbreiten findet an den motorischen Einheiten zudem Rekrutierung statt, um die erforderliche Kraft aufrechtzuerhalten. Reicht dann die folgende Zunahme der Entladungsfrequenz bei großer Kraft nicht aus, kann es auch zur Zuschaltung anderer Muskeln kommen [Laurig 1970].

Der Effekt der **Synchronisierung** (Punkt c) der Entladung von Muskelaktionspotentialen entsteht als Folge erhöhter Muskelaktivität. Bei niedriger Belastung entladen motorische Einheiten unabhängig voneinander und bilden ein spezifisches Entladungsmuster. Einige der Parameter des Entladungsmusters stehen in einfacher Relation zur Dauer des Aktionspotentials motorischer Einheiten. Ab einem bestimmten Kraftanstieg ist das Verhältnis uneinheitlich. Es kommt zur verstärkten EA bei erhöhter Anzahl aktiver ME und somit zum Synchronisierungseffekt [Person et al. 1972]. Genau betrachtet können zwei Synchronisierungsarten unterschieden werden: Aktionspotentiale, die in Intervallen von 60 bis 130 Millisekunden gruppiert auftreten und bei Ermüdung gesteigert werden, nach der Ermüdung aber vermehrte Aktivität in den längsten und kürzesten Spikes aufweisen. Dies

lässt eine Erhöhung der Synchronisation vermuten. Hierbei findet ein Amplitudenanstieg statt, die Frequenz aber bleibt unverändert. Eventuell auftretende langsame Tremorwellen, die auch in Korrespondenz zu Aktionspotentialen und mechanischer Repolarisation auftreten, beweisen die Gruppierung motorischer Einheiten. Die zweite Art der Synchronisierung ist ein physiologischer Tremor, welcher einem zentralen Ursprung unterliegt. Er zeigt sich elektromyographisch in großen, sinusoiden Wellen, die durch das synchrone Abfeuern von Potentialen motorischer Einheiten bei Belastungen zwischen 10 und 80% MVC entstehen. Diese Variante ist auf die Peripherie beschränkt, da sie das Resultat eine den Kraftabfall kompensierenden Rekrutierung darstellt [Lippold et al. 1960 a].

Die in Punkt d angesprochene **Erregbarkeit der Muskelfaser** und mit ihr die neuromuskuläre Latenz stehen in direktem Zusammenhang mit der median frequency [Sadoyama et al. 1981]. Mit der muskulären Ermüdung fällt die Übertragungsgeschwindigkeit an der an der neuromuskulären Synapse [Bigland-Richtie 1981, Arendt-Nielsen et al. 1988, Giroux Ch. 1990]. Hierbei spielt die unter bestimmten Belastungen auftretenden Ischämie eine wichtige Rolle. Neue OEMG Methoden lassen die MFCV zum Index für müdigkeitsinduzierte, strukturelle und funktionelle Veränderung werden [Hogrel et al. 2002]. Sie ist ein empfindlich auf Kälte, aber auch auf Muskellängenveränderungen reagierendes Prinzip [Bigland-Ritchie et al.1981, Arendt-Nielsen et al. 1992]. Die mean frequency scheint direkt abhängig von der Art der Muskelfasern in einer Muskulatur und von der Geschwindigkeit der neuromuskulären Signalübertragung [Mucke et al. 1998]. In den vergangenen Jahren wurde hierbei oft die Geschwindigkeitsverteilung der Aktionspotentiale motorischer Einheiten nicht beachtet. Heute hingegen ist es mittels neuer EMG Messverfahren möglich, die Verteilung der Übertragungsgeschwindigkeit bei verschiedenen Kontraktionsstufen zu bestimmen [Lange et al. 2002].

5. Zusammenfassung

Thermotherapie ist ein in der Medizin, insbesondere in der physikalischen und rehabilitativen Medizin, ein häufig angewendetes Verfahren. Die Wirkung lokaler Kälteapplikationen ist in Klinik und Praxis weit verbreitet und in seiner Wirkung hinreichend bekannt. Unklar sind jedoch die genauen physiologischen Vorgänge an der Muskulatur. In einer Vielzahl von Studien verschiedener Untersuchungsansätze wurde versucht, die Veränderungen der Muskelaktivität unter Temperatureinfluss zu klären. Das EMG dient sowohl in der invasiven, als auch in der nicht invasiven Variante als einfache und zuverlässige Methode zur Bestimmung myoelektrischer Aktivität in ermüdenden und nicht ermüdenden Muskelübungen. Im Institut für medizinische Balneologie und Klimatologie der LMU München, wurde ein sensibles Gerät zur Kraftaufnahme entwickelt, das die herkömmlichen Untersuchungsmethoden zur Bestimmung von Muskelkraft mittels der Dynamometrie verbessern kann.

Vor diesem Hintergrund wurde eine Studie mit folgender Fragestellung durchgeführt: Kann eine qualitative Veränderung des elektromyographischen Musters unter Kälteeinfluss mittels der am Institut für medizinische Balneologie und Klimatologie neu entwickelten Apparatur zur Kraftmessung nachgewiesen werden?

Anhand des oben genannten neuartigen Handdynamometers wurde in je einem Versuch zu nicht muskelermüdender Arbeit und zur Muskelermüdung die oberflächenelektromyographische Antwort auf verschiedene Muskelbelastungen untersucht. Hierbei wurden vordringlich isometrische Übungen durchgeführt, wobei die Parameter RMS (root mean square) als Amplitudenparameter und Turns als Frequenzparameter zur qualitativen Messung der elektrischen Muskelaktivität verwendet wurden. Des Weiteren wurden den Probanden bei sonst gleichen Versuchsbedingungen Eisbeutel auf die abzuleitende Muskulatur aufgelegt, um Temperatureinflüsse auf die elektromyographische Ableitung und die Vorgänge in der Muskulatur zu beobachten und die Empfindlichkeit des neu entwickelten Gerätes zu testen. Jedem der Versuche wurde ein so genannter Übungsversuch vorangestellt, der zur verbesserten Beurteilung der Maximalkraft und zur Gewöhnung der Probanden an den Versuchsablauf diente. Zwischen den einzelnen Kraftabstufungen und zwischen den Versuchsabschnitten wurden Pausen gewährt, die der ausreichenden Muskelerholung dienten.

Der Versuch mit nicht ermüdender isometrischer Muskelarbeit

Bei diesem an je 19 Probanden durchgeführten Versuch und dem dazugehörigen Kontrollversuch wurde die Muskulatur in jeweils fünf Kraftstufen, nämlich in Ruhe, bei 10%, 30%, 50%, 80% und 100% MVC belastet. Die Parameter RMS und Turns wurden laufend mitprotokolliert. In den Kontrollversuchen konnten an keinem der beiden Parameter bei den fünf Kraftstufen eine signifikante Veränderung festgestellt werden. Die RMS Amplitude zeigte, bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$, auch im Versuchsabschnitt unter Kälteeinfluss keine signifikanten Abweichungen von der Standardkurve. Der Parameter Turns zeigt hingegen signifikante Abweichungen unter Temperatureinfluss in den Kraftabstufungen 30%, 50% und 80% MVC an. In einem Vergleich von Werten, die unter Wärmeeinfluss durch das Auflegen einer Fangopackung in einer Studie von T. Fischer [Fischer 2002] ermittelt wurden, unterschied sich der Parameter Turns auf allen Kraftstufen signifikant von den nach Kälteeinfluss ermittelten Werten. Die Signifikanz der Werte zwischen Wärme- und Kälteeinfluss konnte mit einer Fehlerwahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,01$ nachgewiesen werden. Für den Parameter RMS konnte in Vergleich warm zu kalt nur ein signifikant abweichender Ruhewert ermittelt werden.

Der Vergleich der Daten männlicher und weiblicher Probanden ergab zwar keine signifikanten Abweichungen, aber einen tendenziellen Unterschied der gemessenen Werte, der sich vermutlich durch die andere Muskelfaserzusammensetzung des untersuchten Muskels bei den beiden Geschlechtern zurückführen lässt. Weitere Untersuchungen zu diesem Thema erscheinen notwendig.

Der Versuch mit ermüdender isometrischer Muskelarbeit

An diesem Experiment nahmen 15 Probanden teil. Nach Ermittlung der Maximalkraft wie im vorherigen Versuch, wurden Kontraktionen in den Kraftabstufungen 30% und 50% MVC bis zur Muskelermüdung durchgeführt.

Der Parameter Turns weist bei beiden Kraftabstufungen eine absteigende Tendenz über die Zeit der ermüdenden Belastung auf. Die anfangs individuell unterschiedlichen Werte nähern sich dabei über die Zeit aneinander an. Die Ruhewerte zum Versuchsbeginn hatten keinen erkennbaren Einfluss auf die maximale Kontraktionsdauer bis zum Versuchsabbruch.

Die, durch den Parameter RMS gemessenen Amplituden-Werte ändern sich in beiden Kraftabstufungen über den Versuchsverlauf unwesentlich.

Es lassen sich hierbei jedoch zwei typische Kurvenverläufe der RMS unterscheiden, nämlich ein relativ ebener Verlauf der Werte auf gleichem Niveau und ein Verlauf stark schwankender Werte, die einem längerfristigen Zyklus überlagert scheinen.

Die hier ermittelten Ergebnisse stellen hinsichtlich des Ermüdungsverhaltens des Musculus extensor carpi radialis brevis lediglich eine Trendanalyse dar. Eine sinnvolle statistische Auswertung war aufgrund der großen Wertestreuung in diesem Versuch und der erheblichen Standardabweichungen nicht möglich. Es bleibt eine Aufgabe für weitere Studien, das Ermüdungsverhalten eingehend zu erkunden.

Es zeigt sich schließlich ein deutlicher, in einigen Bereichen signifikanter Unterschied des Parameters Turns bei den durchgeführten qualitativen OEMG-Messungen zur Bestimmung der elektrischen Aktivität des Muskels unter Kühlung. Dies gilt sowohl für muskelermüdende als auch für nicht ermüdende Übungen.

Die RMS-Amplitude dagegen stellt einen stabilen Parameter dar, der durch Kühlung weder unter ermüdender, noch unter nicht ermüdender isometrischer Belastung signifikante Abweichungen von den, im Standardversuch erhobenen Daten aufweist.

6. Literaturverzeichnis

Ahmed S. K., Egginton S., Jakeman P. M., Mannion A. F., Ross H. F.

Is human skeletal muscle capillary supply modelled according to fibre size or fibre type?

Experimental Physiology 82, (1997), 231-234

Aimonetti J. M., Vedel J. P., Schmied A., Pagni S.

Changes in the tonic activity of wrist extensor motor units induced by stimulation group I afferents in humans.

Experimental brain research 141 (1), (2001), 21-32

Al-Quattan M. M.

The nerve supply to extensor carpi radialis brevis

Journal of Anatomy 188, (1996), 249-250

Andreassen S., Arendt-Nielsen L.

Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter

Journal of Physiology 391, (1987), 561-571

Arendt-Nielsen L., Mills K. R.

Muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps

European Journal of Applied Physiology 58, (1988), 20-25

Arendt-Nielsen L., Zwarts M.

Measurement of muscle fiber conduction velocity in humans:

Techniques and applications

Journal of Clinical Neurophysiology 6 (2), (1989), 173-190

Arendt-Nielsen L., Gantchev N., Sinkjaer T.

The influence of muscle length on muscle fiber conduction velocity and development of muscle fatigue

Electroencephalographie and clinical Neurophysiology 85, (1992), 166-172

Barkhaus P. E., Nandedkar S. D.

Recording characteristics of the surface EMG electrodes

Muscle & Nerve 17, (1994), 1317-1323

Bayer H., Flechtenmacher C.

Ermüdung und Aktionsstromspannung bei der isometrischen
Muskelkontraktion des Menschen.

Arbeitsphysiologie 14, (1950), 261-270

Bazzy A. R., Korten J. B., Haddad G. G.

Increase in electromyogram low-frequency power in nonfatigued contracting skeletal
muscle

Journal of Applied Physiology 61 (1-3), (1986), 1012-1017

Bazzy-Asaad A.

Fatigue at the neuromuscular junction- commentary

Muscle & Nerve Suppl. 4, (1996), S 7-9

Beliveau L., van Hoecke J., Garapon-Bar C., Gaillard E., Herry J.P., Atlan G., Bouissou P.

Myoelectrical and metabolic changes in muscle fatigue

International Journal of Sports Medicine 13, (1992), 153-155

Bell D. G.

The influence of air temperature on the EMG/force relationship of the quadriceps

European Journal of Applied Physiology 67, (1993), 256-260

Berg H. E., Eiken O.

Muscle control in elite alpine skiing

Medicine & Science in Sports & Exercise 31(7), (1999), 1065-1067

a Bigland B., Lippold O. C. J.

Motor Unit Activity in the voluntary contraction of human muscle

Journal of Physiology 125, (1954), 322-335

b Bigland B., Lippold O. C. J.

The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles.

Journal of Physiology 123, (1954), 214-224

Bigland-Ritchie B., Donovan E. F., Roussos C. S.

Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal
efforts

Journal of Applied Physiology 51, (1981), 1300-1305

Bigland-Ritchie B., Woods J. J.

Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue

Muscle & Nerve 7, (1984), 691-699

Blomstrand E., Larsson L., Edström L.

Contractile properties, fatiguability and glycolytic metabolism in fast- and slow-twitch rat skeletal muscles of various temperatures

Acta Physiologica Scandinavica 125, (1985), 235-243

Bouisset S., Lestienne F.

The organisation of a simple voluntary movement as analysed from its kinematic properties

Brain research 71, (1974), 451- 457

Brück K.

Long-term and short-term adaptive phenomena in temperature regulation

in: Thermoregulation: research and clinical applications

Karger, London, (1989), 211-223

Buchthal F., Pinelli P., Rosenfalck P.

Action potential parameters in normal human muscle and their physiological determinants

Acta Physiologica Scandinavica 32, (1954), 219-229

Buchthal F., Rosenfalck P.

Spontaneous electrical activity of human muscle

Electroencephalography and clinical Neurophysiology 20, (1966), 321-336

Büdingen H. J., Freund H.-J.

The relationship between the rate of rise of isometric tension and motor unit recruitment in a human forearm muscle

Pflügers Archiv 362, (1976), 61-67

Buller A. J., Ranatunga K. W., Smith J. M.

The influence of temperature on the contractile characteristics of mammalian fast and slow twitch skeletal muscles

Journal of Physiology 196, (1968), 82p

Burke R. E.

Motor units: anatomy, physiology and functional organisation

in: Handbook of Physiology

American Physiological society

2 (1), 345-422

Brooks VB (ed), Bethesda (1981)

Burke R. E.

Motor units: Physiological/Histochemical profiles, neural connectivity and functional specializations

American Zoologist 18, (1978), 127-134

Carr L. J., Harrison L. M., Stephens J. A.

Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man

Journal of Physiology 475 (2), (1994), 217-227

Carson R.G., Riek S., Shahbazzpour N.

Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions

Journal of Physiology 539(3), (2002), 913-925

Cerqueira E. P., Garbellini D.

Electromyographic study of the pectoralis major, serratus anterior and external oblique muscles during respiratory activity in humans

Electromyography and clinical Neurophysiology 39, (1999), 131-137

Chaffin D. B., Myun L., Freivalds A.

Muscle strength assessment from EMG analysis

Medicine & Science in Sports and Exercise 12 (3), (1980), 205-211

Cholewicki J., McGill S. M.

EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model

Journal of Biomechanics 27 (10), (1994), 1287-1289

Christova P., Kossev A., Kristev I., Chichov V.

Surface EMG recorded by branched electrodes during sustained muscle activity

Journal of Electromyography and Kinesiology 9, (1999), 263-276

Chwalbinska-Moneta J., Kaciuba-Uscilko H., Krysztofiak H., Ziemba A., Krzeminski K., Kruk B., Nazar K.

Relationship between EMG, blood lactate, and plasma catecholamine thresholds during graded exercise in man

Journal of Physiology and Pharmacology 49 (3), (1998), 433-441

Cioni R., Giannini F., Paradiso C., Battistani N., Navona C., Starita A.

Sex differences in surface EMG interference pattern power spectrum

Journal of Applied Physiology 77 (4-6), (1994), 2163-2168

Clamann H. P.

Fatigue of single motor units -commentary

Muscle & Nerve (1996), Suppl. 4, 10-12

Clancy E. A., Hogan N.

Probability density of the surface electromyogram and its relation to amplitude detectors

IEEE transactions on biomedical engineering 46 (6), (1999), 730-739

Clark R. W., Luschei E. S., Hoffman D. S.

Recruitment order, contractile characteristics, and firing patterns of motor units in the temporalis muscle of monkeys

Experimental Neurology 61, (1978), 31-52

Clarke R. S. J., Hellon R. F., Lind A. R.

The duration of sustained contractions of the human forearm at different muscle temperatures

Journal of Physiology 143, (1958), 454-473

Clarkson P. M., Kroll W., McBride T. C.

Maximal isometric strength and fibre type composition in power and endurance athletes

European Journal of Applied Physiology 44, (1980), 35-42

Coles D. R., Cooper K. E.

Hyperaemia following arterial occlusion or exercise in the warm and cold human forearm

Journal of Physiology 145, (1959), 241-250

Cook T. M., Ludewig P. M., Rosecrance J. C., Zimmermann C. L., Gerleman D. G.

Electromyographic effects of ergonomic modifications in selected meatpacking tasks

Applied Ergonomics 30, (1999), 229-233

Cram J. R., Lloyd J., Cahn T. S.,

The reliability of EMG muscle scanning

International Journal of Psychosomatics 37, (1990), 68-72

Cruz Martinez A., Barrio M., Perez Conde M. C.

Electrophysiological aspects of sensory conduction velocity in healthy adults

Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry 4, (1978), 1092-1096

Daube J. R.

The description of motor unit potentials in electromyography

Neurology 28, (1978), 7-12

- De Castro A. R., Dal Pai M. S., Dall Pai V.
Distribution of different fibre types of M. extensor carpi radialis longus of the rat
Anatomy, Histology, Embryology 23, (1994), 352-356
- De la Barrera E.J., Milner T.E.
The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG
Electroencephalography and clinical Neurophysiology 93, (1994), 91-99
- De la Torre F. R., Nebot-Cegarra J., Perez-Berruezon J.
Biceps brachii muscle attached to the extensor carpi
radialis brevis muscle: an unreported anatomical variation
in humans
Annals of Anatomy 176, (1994), 319-321
- De Luca C. J., Le Fever R. S., McCue M. A., Xenakis A. P.
Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions
Journal of Physiology 329, (1982), 113-128
- De Luca C. J.
Myoelectrical Manifestations of localized muscular fatigue in humans
Critical Reviews Biomed. 11, (1985), 251-279
- Doud J. R., Walsh J. M.
Muscle fatigue and muscle length interaction: effect on the EMG frequency components
Electroencephalography and clinical Neurophysiology 35, (1995), 331-339
- Douglas W. W., Malcom J. L.
The effect of localized cooling on conduction in cat
Journal of Physiology 130, (1955), 53-71
- Duey W. J., Bassett D. R., Torok D. J., Howley E. T., Bond V., Mancuso P., Trudell R.
Skeletal muscle fibre type and capillary density in college-aged blacks and whites
Annals of human Biology 24, (1997), 323-331
- Duus P.
Neurologisch-topische Diagnostik
6. Auflage
Thieme Verlag, Stuttgart, (1995)
- Eldred E., Lindsley D. F., Buchwald J. S.
The effect of cooling on mammalian muscle spindles
Experimental Neurology 2, (1960), 144-157

Elert J., Karlsson S., Gerdle B.

One-year reproducibility and stability of the signal amplitude ratio and other variables of the electromyogram: test-retest of a shoulder forward flexion test in female workers with neck and shoulder problems

Clinical Physiology 18 (6), (1999), 529-538

Enoka R.M.

Fatigue of adapted Systems: overuse and underuse-commentary

Muscle & Nerve Suppl. 4, (1996), 31-32

Essen B., Jansson E., Henriksson J., Taylor A. W., Saltin B.

Metabolic characteristics of fibre types in human skeletal muscle

Acta physiologica scandinavica 95, (1975), 153-165

Fatt P., Katz B.

The electrical properties of crustacean muscle fibres

Journal of Physiology 120, (1953), 171-204

Felici F., Rosponi A., Sbricioli P., Scarcia M., Bazzucchi I., Iannatone M.

Effect of human exposure to altitude on muscle endurance during isometric contractions.

European Journal of Applied Physiology 85 (6), (2001), 507-512

Finsterer J., Mamoli B.

Temperature dependency of turn/amplitude parameters.

Pflügers Archiv-European Journal of Physiology 431, (1996), 950-953

Fischer, Th.

Oberflächen-EMG-Untersuchungen zum Kontraktionsverhalten der Skelettmuskulatur unter lokaler Wärmeanwendung

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin an der LMU München (2002)

Fregly M. J.

Water and electrolyte exchange during exposure to cold

in: Thermoregulation Pathology, Pharmacology, and Therapy

Pergamon Press Inc., New York, (1991)

Freund H.-J., Dietz V., Schneiderhan N., Büdingen H. J.

Die Beziehung zwischen Größe und Rekrutierungsverhalten menschlicher Motoneurone

Pflügers Archiv 335, (1972), R67

Freund H.-J., Büdingen H. J., Dietz V.

Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions

Journal of Neurophysiology 38 (4-6), (1975), 933-946

Freund H.-J.

Motor unit and muscle activity in voluntary motor control

Physiological reviews 63 (2), (1983), 387-436

Fuglevand A. J., Winter D. A., Patla A. E., Statshuk D.

Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing.

Biological Cybernetics 67 (2), (1992), 143-153

Fugl-Meyer A. R., Eriksson A., Sjöström M., Söderström G.

Is muscle structure influenced by genetical or functional factors ?

Acta Physiologica Scandinavica 114, (1982), 277-281

Fuglsang-Frederiksen A., Scheel U., Buchthal F.

Diagnostic yield of the analysis of the pattern of electrical activity of muscle and of individual motor unit potentials in neurogenic involvement

Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry 40, (1977), 544-554

Fujimoto S., Watanabe J., Ogawa R., Kanamura S.

Age-related changes in fibre number, fiber size, fiber type composition and adenosine triphosphatase activity in rat soleus muscle

Annals of Anatomy 176, (1994), 429-435

a Fulton J. F., Welch C.

Some observations upon the electrical responses and shape of the isometric twitch of skeletal muscle (intact).

Proceedings of the royal society London B 97, (1924), 424-430

b Fulton J. F., Welch C.

The relation between the duration of the isometric twitch and the after-action of tetanus

Proceedings of the royal society London B 97, (1924), 431-443

Gabriel D. A., Basford J. N., An K.

Training-related changes in the maximal rate of torque development and EMG activity

Journal of Electromyography and Kinesiology 11(2), (2001), 123-129

Garnett R., Stephens J.A.

Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man

Journal of Physiology 31, (1981), 463-473

Gerdle B., Eriksson N.-E., Brundin L., Edström M.

Surface EMG recordings during maximum static shoulder forward flexions in different positions

European Journal of Applied Physiology 57(4), (1988), 415-419

Gerdle B., Eriksson N.-E., Brundin L.

The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance.

Electromyography and clinical Neurophysiology 30, (1990), 483-489

Gerdle B., Fugl-Meyer A. R.

Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units?

Acta Physiologica Scandinavica 145, (1992), 129-138

Giroux B., Lamontagne M.

Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions

Electromyography and clinical Neurophysiology 30, (1990), 397-405

Giroux Ch., Maton B.

Surface EMG and motor unit activity of partially denervated human muscle during fatiguing submaximal isometric contraction.

Electromyography and clinical Neurophysiology 30, (1990), 282- 291

Golenhofen K.

Physiologie heute

2. Auflage

Urban & Fischer, München, (2000)

Green H. J.

Cation pumps in skeletal muscle: potential role in muscle fatigue

Acta Physiologica Scandinavica 162, (1998), 201-213

Grimby L., Hannerz J.

Recruitment order of motor units on voluntary contraction: changes induced by proprioceptive afferent activity

Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry 31, (1968), 565-573

Gümüşalan Y., Kalaycioglu A., Yazar F., Arifoglu Y., Sinav A.

Accessory extensor carpi radialis muscle and interconnecting muscular bundle

Acta Anatomica 159, (1997), 57-60

Hagberg M.

Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise.

Journal of Applied Physiology 51(1), (1981), 1-7

Hannerz J.

Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction

Acta Physiologica Scandinavica 91, (1974), 374-384

Hayward M.

Automatic analysis of the electromyogram in healthy subjects of different ages

Journal of neurological science 33, (1977), 397-413

a Henneman E., Olson C. B.

Relations between structure and function in the design of skeletal muscle

Journal of Neurophysiology 28, (1965), 581-598

b Henneman E., Somjen G., Carpenter D. O.

Functional significance of cell size in spinal motoneurons

Journal of Neurophysiology 28, (1965), 560-580

Heppt P., David E.

Thermographische Messung der Dynamik und räumlichen Verteilung der Hauttemperatur zur Darstellung der Muskeldurchblutung nach Übung und Sauna

Physikalische Therapie in Theorie und Praxis 11& 12, (1990), 564-574 & 613-618

Hermans V., Spaepen A. J., Wouters M.

Relation between differences in electromyographic adaptations during static contractions and the muscle function

Journal of Electromyography and Kinesiology 9, (1999), 253-261

Hogrel J. Y., Duchene J.

Motor unit conduction velocity distribution estimation: assessment of two short-term processing methods

Medical and biological engineering and computing 40 (2), (2002), 253-259

Hollmann W., Hettlinger Th.

Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen

2. Auflage

F.K.Schattauer Verlag, Stuttgart, (1980)

Humphreys P. W., Lind A. R.

Muscle blood flow during contractions

Journal of Physiology 166, (1963), 120-135

Iggo A.

Whither sensory specificity?

in: Thermoreception and temperature regulation

Braun H.A., Brück K., Heldmaier G

9-18

Springer Verlag, Berlin, (1990)

Järvilehto T.

Neural basis of cold sensation

in: Thermoreception and temperature regulation

Braun H. A., Brück K., Heldmaier G

125-132

Springer Verlag, Berlin, (1990)

Jakobsson F., Borg K., Edsröm L., Grimby L.

Use of motor units in relation to muscle fiber type and size in man

Muscle & Nerve 11, (1988), 1211-1218

James N.T.

The distribution of type I and type II fibres in muscles

Journal of Anatomy 108, (1971), 612-613

Junqueira L. C., Carneiro J.

Histologie

4. Auflage

Springer Verlag, Berlin, (1996)

- Khaledpour C., Schindelmeiser J.
Atypical course of the rare accessory extensor carpi radialis muscle
Journal of Anatomy 184, (1994), 161-163
- Kilbom A., Gamberale F., Persson J., Annwall G.
Physiological and psychological indices of fatigue during static contraction
European Journal of Applied Physiology 50, (1983), 179-193
- Kleine B. U., Stegeman D. F., Mund D., Anders C.
Influence of motoneuron firing synchronisation on sEMG characteristics in dependence of electrode position
Journal of Applied Physiology 91(4), (2001), 1588-1599
- Knutsson E., Mattsson E.
Effects of local cooling on monosynaptic reflexes in man
Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine 1, (1969), 126-132
- Koh T. J., Grabner M. D.
Evaluation of methods to minimize cross talk in surface electromyography
Journal of Biomechanics 26 Supplement 1, (1993), 151-157
- Kollmitzer J., Ebenbichler G. R., Kopf A.
Reliability of surface electromyographic measurements
Clinical Neurophysiology 110, (1999), 725-734
- Koslowski L., Schareck W.
Kälte und Wärme
In: Siegenthaler W.
Klinische Pathophysiologie
7. Auflage, 906-918
Thieme Verlag, Stuttgart, (1994)
- Krause K.-H., Magyarosy I., Guggemos W., Resch K. L., Ernst E.
Effect of cold application on back muscles: objectivation with a modified surface EMG method
European Journal of Neurology 3 Suppl 5, (1996), P594
- Krause K.-H., Magyarosy I., Gall H., Ernst E., Pongratz D., Schoeps P.
Effects of heat and cold application on turns and amplitude in surface EMG
Electromyography and clinical Neurophysiology 41 (2),(2001), 67-70

Krivickas L. S., Taylor A., Maniar R. M., Mascha E., Reisman S. S.

Is spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue

Journal of clinical Neurophysiology 15, (1998), 138-145

Krogh-Lund C., Jorgensen K.

Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square-amplitude of the electromyogram during 25% maximal voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance

European Journal of Applied Physiology 63, (1991), 60-69

Lange F., Van Weerden T. W., Van der Hoeven J. H.

A new surface electromyography analysis method to determine spread of muscle fiber conduction velocities.

Journal of Applied Physiology 93 (2), (2002), 759-764

Larsson R., Öberg P. A., Larsson S. E.

Changes of trapezius muscle blood flow and electromyography in chronic neck pain due to trapezius myalgia

Pain 79, (1999), 45-50

Laurent D., Portero P., Goubel F., Rossi A.

Electromyogram spectrum changes during sustained contraction related to proton and diprotonated inorganic phosphate accumulation: a P31 nuclear magnetic resonance study on human calf muscles

European Journal of Applied Physiology 66, (1993), 263-268

Laurig W.

Elektromyography als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung von statischer Muskelarbeit.

In: Schriftreihe „Arbeitswissenschaft“

Band 1

Beuth-Vertrieb GmbH, Berlin, (1970)

Lawrence L. H., DeLuca C. J.

Myoelectric signals versus force relationship in different human muscles.

Journal of Applied Physiology 54, (1983), 1653-1739

Leedham J. S., Dowling J. J.

Force-length, torque-angle and EMG joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii

European Journal of Applied Physiology 70, (1995), 421-426

Lexell J., Downham D., Sjostrom M.

Distribution of different fibre types in human skeletal muscles

Journal of the Neurological Sciences 61, (1983), 301-314

Lind A.R., Petrofsky J.S.

Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions

Muscle & Nerve 2, (1979), 257-264

Lindeman E., Spaans F., Reulen J., Leffers P., Drukker J.

Progressive resistance training in neuromuscular patients. Effects on force and surface EMG

Journal of Electromyography and Kinesiology 9 (6), (1999), 379-384

Lindström L., Magnusson R., Petersen I.

Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals.

Electromyography 4, (1970), 341-356

Lindström L., Kadefors R., Petersen I.

An electromyographic index for localized muscle fatigue

Journal of Applied Physiology 43 (4), (1977), 750-754

Linssen H. J. P., Stegeman D. F., Joosten M. G., Binkhorst R. A., Merks J. H., Ter Laak H. J., Notermans S. L. H.

Fatigue in type I fiber predominance: a muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers.

Muscle & Nerve 14, (1991), 829-837

Linssen H. J. P., Stegeman D. F., Joosten E. M.G., van't Hof M. A., Binkhorst R. A., Notermans S. L. H.

Variability and interrelationships of surface EMG-Parameters during local muscle fatigue

Muscle & Nerve 16, (1993), 849-856

Lippold O.C.J., Redfearn J.W.T., Voco J.

The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle

Journal of Physiology 137, (1957), 473-487

- a Lippold O. C. J., Redfearn J. W. T., Vuco J.
The electromyography of fatigue
Ergonomics 3, (1960), 121-131
- b Lippold O. C. J., Nicholls J. G., Redfearn J. W. T.
A study of the afferent discharge produced by cooling a mammalian muscle spindle
Journal of Physiology 153, (1960), 218-231
- Ljung B. O., Forsgren S., Friden J.
Sympathetic and sensory innervations are heterogeniously distributed in relation to the blood vessels at the extensor carpi radialis brevis muscle origin of man.
Cells-Tissues-Organs 165 (1), (1999), 45-54
- Lodder M. A. N. ,de Haan A., Sargeant A. J.
Effect of growth on efficiency and fatigue in extensor digitorum longus muscle of the rat
European Journal of Applied Physiology (1994)
69, 429-434
- Löscher W. N., Gallasch E.
Myoelectric signals from two extrinsic hand muscles and force tremor during isometric hand grip
European Journal of Applied Physiology 67, (1993), 99-105
- Lowe B. D., Wurzelbacher S.J., Shulman S.A., Hudock S.D.
Electromyographic and discomfort analysis of confined-space shipyard welding processes
Applied ergonomics 32 (3), (2001), 255-69
- Lucia A., Sanchez O., Chicharro J. L.
Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography
British Journal of Sports Medicine 33, (1999), 178-185
- Mackie P. D., Rowe M. J.
Central projection of proprioceptive information from the wrist joint via a forearm „muscle“ nerve in the cat
Journal of Physiology 510, (1998), 261-267
- Magyarosy I., Krause K.-H., Resch K. L., Guggemos W., Utzschneider I., Gall E.
Surface EMG Response to Heat and Cold Application on Back Muscles: Implications for the Therapie of Low Back Pain
European Journal of Physiology and medical Rehabilitation 6 (2), (1996), 39-42

Magyarosy I., Krause K.-H., Fischer Th., Kaiser S., Gall H.

Untersuchungen zu Veränderungen von Frequenz und Amplitude im Oberflächen-EMG nach therapeutischen Reizen

71. Kongress der deutschen Gesellschaft für Neurologie vom 2.-6. September 1998

Poster

Maisetti O., Gavel A., LARGOS P., Hogrel J.Y.

Prediction of endurance capacity of quadriceps muscles in humans using surface electromyogram spectrum analysis during submaximal voluntary isometric contractions.

European Journal of Applied Physiology 87 (6), (2002), 509-519

Marcuse J., Dr.

Thermotherapie

in: Handbuch der Physikalischen Therapie

Goldschneider A, Jacob P.

Georg Thieme Verlag, Leipzig, (1901)

a Maton B.

Fast and slow motor units: Their recruitment for tonic and phasic contraction in normal man

European Journal of Applied Physiology 43, (1981), 45-55

b Maton B.

Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction

European Journal of Applied Physiology 46, (1981), 271-281

Matthews P.B.C., Muhr R.B.

Comparison of electromyogram spectra with force spectra during human elbow tremor

Journal of Physiology 302, (1980), 427-441

Meigal A. Y., Lupandin Y. V., Hänninen O.

Head and body position affect thermoregulatory tonus in deltoid muscles

Journal of Applied Physiology 80, (1996), 1397-1400

Melaku A., Kumar D. K., Bradley A.

The influence of interelectrode distance on the RMS of the SEMG signal

Electromyography and clinical Neurophysiology 41(7), (2001), 437-442

Meltzer D. E.

Body-mass dependence of age-related deterioration in human muscular function

Journal of Applied Physiology 80, (1996), 1149-1155

Merletti R., Roy S.

Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions

Journal of Orthopaedic & sports physical therapy 24, (1996), 342-353

a Milner-Brown H. S., Stein R. B., Yemm R.

Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contraction

Journal of Physiology 230, (1973), 371-390

b Milner-Brown H. S., Stein R. B., Yemm R.

The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions

Journal of Physiology 228, (1973), 285-306

Milner-Brown H. S., Stein R. B.

The relation between the surface electromyogram and muscular force.

Journal of Physiology (Lond) 246, (1975), 549-569

Miyano H., Masuda T., Sadoyama T.

A note on the time constant in low-pass filtering of rectified surface EMG

IEEE transactions on biomedical engineering 27, (1980), 274-279

Morimoto S., Masuda M.

Dependence of conduction velocity on spike interval during voluntary muscular contraction in human motor units

European Journal of Applied Physiology 53, (1984), 191-195

Moritani T., Muro M., Nagata A.

Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue

Journal of Applied Physiology 60, (1986), 1179-1185

Moritani T., Muro M.

Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction

European Journal of Applied Physiology 56, (1987), 260-265

Mottram R. F.

The local blood-flow changes due to isometric contractions of the human forearm muscle

Journal of Physiology 167, (1963), 57P-58P

Mucke R., Heuer D.

Behaviour of EMG-parameters and conduction velocity in contractions with different muscle temperatures

Biomedica biochimica acta 48, (1998), 459-464

Murthy G., Kahan N. J., Hargens A. R., Rempel D.

Forearm muscle oxygenation decreases with low levels of voluntary contraction

Journal of Orthopaedic research 15, (1997), 507-511

Nakamura H., Kitagawa H., Kawaguchi Y., Tsuji H.

Intracortical facilitation and inhibition after transcranial magnetic stimulation in conscious humans

Journal of Physiology 498, (1997), 817-823

Nandedkar S.D., Sanders D.B., Stalberg E.V.

Simulation and analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle

Part I: Turns and Amplitude measurements

Muscle & Nerve 9, (1986), 423-430

Newton M. J., Lehmkuhl D.

Muscle spindle response to body heating and localized muscle cooling: implications for relief of spasticity

Journal of the American Physical Therapy Association 45 (2), (1965), 91-105

Nielsen V. K.

Sensory and motor nerve conduction in the median nerve in normal subjects

Acta medica Scandinavica 194, (1973), 435-443

Noven S. V., Seburn K. L., Latham N. K., Gardiner P. F.

Similar age-related changes in two regions of muscle with different properties

Neuroreport 7, (1996), 767-772

Nussbaum M. A., Chaffin D. B.

Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model

Journal of Biomechanics 31, (1998), 667-672

Nygaard E., Sanchez J.

Intramuscular variation of fiber types in the brachial biceps and the lateral vastus muscles of elderly man: how representative is a small biopsy sample?

Anatomical record 202, (1982), 451-459

Oda S., Moritani T.

Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexions in humans

European Journal of Applied Physiology 69, (1994), 240-243

Okada M.

Effect of muscle length on surface EMG wave forms in isometric contractions

European Journal of Applied Physiology 56, (1987), 482-486

Oksa J., Rintamäki H., Rissanen S.

Muscle performance and electromyogram activity of the lower leg muscles with different levels of cold exposure

European Journal of Applied Physiology 75, (1997), 484-490

Olsen H. B., Christensen H., Sogaard K.

An analysis of motor unit firing pattern during sustained low force contraction in fatigued muscle

Acta Physiologica et Pharmacologica Bulgarica 26 (1-2), (2001), 73-78

Perry J., Bekey G. A.

EMG-Force relationships in skeletal muscle

Critical Reviews in Biomedical Engineering 7, (1981), 1-22

Person R. S., Libkind M. S.

Simulation of electromyograms showing interference patterns

Electroencephalography and clinical Neurophysiology 28, (1970), 625-632

Person R. S., Kudina L. P.

Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle

Electroencephalography and clinical Neurophysiology 32, (1972), 471- 483

Petersen I., Kugelberg E.

Duration and form of action potential in the normal human muscle

Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry 12, (1949), 124-128

a Petrofsky J. S., Lind A. R.

The relationship of body fat content to deep muscle temperature and isometric endurance in man

Clinical science and molecular medicine 48, (1975), 405-412

b Petrofsky J. S., Dahms T. E., Lind A. R.

Power spectrum analysis of the EMG during static exercise.

Physiologist 18, (1975), 350

a Petrofsky J. S., Lind A. R.

Frequency analysis of the surface elektromyogramm during sustained isometric contraction.

European Journal of Applied Physiology 43, (1980), 173-182

b Petrofsky J. S., Lind A. R.

The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions.

European Journal of Applied Physiology 44, (1980), 189-200

Petrofsky J. S., Glaser R. M., Phillips C. A.

Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue

Ergonomics 25 (3), (1982), 213-223

Petrofsky J. S., Chandler A. P.

The Physiology of static exercise

Exercise and sport sciences reviews 14, (1986), 1-44

Pöllmann L., Pöllmann B.

Zur Beeinflussung der Schmerzschwelle durch Kälteanwendung.

Zeitschrift für Phys. Med. Baln. Med. Klim. 15, (1986), 307-308

Pollak V.

Surface EMG and muscle force at low force levels

American Journal of Physical medicine 59, (1980), 126-141

Potvin J. R.

Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during Fatiguing dynamic contractions.

Journal of Applied Physiology 82(1), (1997), 144-151

Punkt K., Melhorn H., Hilbig H.

Region- and age-dependent variations of muscle fibre properties

Acta histochemica 100, (1998), 37-58

Radwin R.G., Ruffalo B. A.

Computer key switch force-displacement characteristics and short-term effects on localized fatigue

Ergonomics 42 (1), (1999), 160-170

Ranatunga K.W.

Temperature dependence of mechanical power output in mammalian (rat) skeletal muscle

Experimental Physiology 83, (1998), 371-376

Rau G., Disselhorst-Klug C., Silny J.

Noninvasive approach to motor unit characterization :

Muscle structure, membrane dynamics and neuronal control

Journal of Biomechanics 30, (1997), 441-446

Ricker K., Hertel G., Stodieck G.

Increased voltage of the muscle action potential of normal subjects after local cooling

Journal of Neurology 216, (1977), 33-38

Rieck A., Hildebrandt G., Kriebel R. E.

Über den Zeitverlauf der maximalen Muskelkraft beim isometrischen Muskeltraining.

Zeitschrift für Arbeitswissenschaft 31, (1977), 233-237

Roeleveld K., Sandberg A., van Stalberg E., Stegeman D. F.

Motor unit size estimation of enlarged motor units with surface electromyography

Muscle & Nerve 21(7), (1998), 878-886

Rongen G. A., Dijk J. P. van, Ginneken E. E. van, Stegeman D. F., Smiths P. Zwarts M. J.

Repeated ischaemic isometric exercise increases muscle fiber conduction velocity in humans: involvement of Na^+ - K^+ ATPase.

Journal of Physiology 540(3), (2002), 1071-1078

Roy S. H., DeLuca C. J., Schneider J.

Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and medium frequency estimates.

Journal of Applied Physiology 61, (1986), 1510-1517

Rymer W. Z.

CNS Issue: the case for segmental mechanisms-commentary

Muscle & Nerve Suppl. 4, (1996), S17-20

Sadoyama T., Miyano H.

Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue

European Journal of Applied Physiology 47, (1981), 239-246

Sadoyama T., Masuda T.

Changes of the average muscle fibre conduction velocity during a force contraction

Electroencephalography and clinical Neurophysiology 67, (1987), 495-497

Sakuma K., Yamaguchi A., Ohmori H., Katsuta S.

Nonuniform changes in fibre types in the soleus muscle of the developing rat

European Journal of Applied Physiology 70, (1995), 132-137

Sargeant A. J.

Effect of muscle temperature on leg extension force and short-term power output in humans

European Journal of Applied Physiology 56, (1987), 693-698

Schäfer K., Braun H. A., Rempe L.

Mechanism of sensory transduction in cold receptors

in: Thermoreception and temperature regulation

Braun H. A., Brück K., Heldmaier G

30-44

Springer Verlag, Berlin, (1990)

a Schmidt K., Podzich M.

Oberflächenelektromyographische Untersuchungen bei der ankylosierenden Spondylitis.

Archiv für physikalische Therapie

Sonderdruck, 19. Jahrgang, 2, (1967), 129-133

b Schmidt K., Podzich M.

Elektromyographische Untersuchungen bei entzündlichem und degenerativem Wirbelsäulerrheumatismus

Zeitschrift für Rheumaforschung 26, (1967), 376-382

Schmidt K. L.

Grundlagen und Wirkung länger applizierter Kälte- und Wärmeanwendung in der Therapie

in: Schmidt K. L. (ed)

Kompodium der Balneologie und Kurortmedizin

Steinkopf Verlag, Darmstadt, (1989)

Schönbaum E., Lomax P.

Temperature regulation and Drugs: an introduction
in: Thermoregulation Pathology, Pharmacology, and therapy
1-17

Pergamon Press Inc., New York, (1991)

Sieck G. C., Prakash Y. S.

Fatigue in neuromuscular junctions: Branchpoint vs. presynaptic vs. postsynaptic mechanisms

Muscle & Nerve Suppl. 4, (1996), S 6

Sinderby C., Beck J., Spahija J., Weinberg J., Grassino A.

Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease

Journal of Applied Physiology 85 (6), (1998), 2146-2158

Sinkeler S. P. T., Daanen H. A. M., Wevers R. A., Lian Oei T., Joosten E. M. G., Binkhorst R. A.

The relation between blood lactate and ammonia in ischemic handgrip exercise

Muscle & Nerve 8, (1985), 523 -527

Spamer C., Pette D.

Activity patterns of Phosphofruktokinase Glyceraldehyd dephosphate Dehydrogenase, Lactate Dehydrogenase and Malate Dehydrogenase in microdissected fast and slow fibres from rabbit psoas and soleus muscle

Histochemistry 52, (1977), 201-216

Stephens J. A., Taylor A.

Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man

Journal of Physiology 220, (1972), 1-18

Stoboy H., Nüssgen W., Friedbold G.

Das Verhalten der motorischen Einheiten unter den Bedingungen eines isometrischen Trainings

Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie 17, (1959), 391-399

Stempel J., Vielhaber S., Tschernitschek H., Hinrichs H., Awiszus F., Feistner H.

Effects of the amplitude threshold on the separability of neuropathic and myopathic from normal EMG using parameters on the turns/amplitude analysis

Clinical Neurophysiology 110, (1999), 1139-1143

Struppler A.

Pathophysiologie und Klinik des Skelettmuskeltonus.

Archiv für physikalische Therapie 4, (1958), 276-288

Suda I., Koizumi K., Chandler M., Brooks C.

Analysis of Effects of Hypothermia on central nervous system responses

American Journal of Physiology 189, (1957), 373-380

Takekura H., Kasuga N., Yoshioka T.

Differences in ultrastructural and metabolic profiles within the same type of fibres in various muscles of young and adult rats

Acta Physiologica Scandinavica 150, (1994), 335-344

a Theeuwes M., Gielen C. C. A. M., Miller L. E.

The relative activation of muscles during isometric contractions and low-velocity movements against a load

Experimental Brain Research 101, (1994), 493-505

b Theeuwes M., Gielen C.C. A. M., Miller L. E., Doorenbosch C.

The relation between the direction dependence of electromyographic amplitude and motor unit recruitment thresholds during isometric contractions

Experimental Brain Research 98, (1994), 488-500

Thomas C. K.

Fatigue of single motor units

Muscle & Nerve Suppl 4, (1996), S 9

Vigreux B., Cnockaert J. C., Pertuzon E.

Factors influencing quantified surface EMGs

European Journal of Applied Physiology 41, (1979), 119-129

Weiss L. M. D.

Cell and tissue biology, a textbook of histology

(6), 1-17

Urban & Schwarzenberg, Munich, (1988)

Westerblad H.

Fatigue of single muscle fibers-commentary

Muscle & Nerve Suppl 4, (1996), 3-5

- Wigmore P. M., Maleki F., Evans D. J. R., McErlan M.
After embryonic day 17, distribution of cells on surface of primary muscle fibres in mouse is non-random
Developmental dynamics 207, (1996), 215-221
- Williams J. H., Barnes W. S., Gadberry W. L.
Influence of caffeine on force and EMG in rested and fatigued muscle
American Journal of physical medicine 66, (1987), 169-183
- Wimalaratna H. S. K., Tooley M. A., Churchill E., Preece A. W., Morgan H. M.
Quantitative surface EMG in the diagnosis of neuromuscular disorders
Electromyography and clinical Neurophysiology 42 (3), (2002), 167-174
- Winkel J., Jorgensen K.
Significance of skin temperature changes in surface electromyography
European Journal of Applied Physiology 63, (1991), 345-348
- Wretling M. L., Gerdle B., Henriksson-Larsen K.
EMG: a non-invasive method for determination of fibre type proportion.
Acta physiologica scandinavica 131, (1987), 627-628
- Wu L., Goto Y., Taniwaki T., Kinukawa N., Tobimatsu S.
Different patterns of excitation and inhibition of the small hand and forearm muscles from magnetic brain stimulation in humans.
Clinical Neurophysiology 113 (8), (2002), 1388-2457
- Yaar I., Niles L.
Muscle fiber conduction velocity: Dip analysis versus cross correlation techniques
Electromyography and clinical Neurophysiology 31, (1991), 473-482
- Yoshida Y.
Anatomical studies on the extensor carpi radialis longus and brevis muscles in Japanese
Okajimas Folia Anatomica Jpn. 71(2-3), (1994), 127-136
- Yoshitake Y., Moritani T.
The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions
Journal of Electromyography and Kinesiology 9, (1999), 209-217
- Yue G., Fuglevand A.J., Nordstrom M.A., Enoka R.M.
Limitations of the surface electromyography technique for estimating motor unit synchronisation
Biological Cybernetics 73, (1995), 223-233

Zarei M., Stephenson J. D.

Ipsilateral and bilateral receptive fields in rat primary somatosensory cortex

Neuroreport 7, (1996), 647-651

Zedka M., Kumar S., Narayan Y.

Comparison of surface EMG Signals between electrode types, interelectrode distances and electrode orientations in isometric exercise of the erector spinae muscle

Electromyography and clinical Neurophysiology 37, (1997), 439-447

Zhou S., Lawson D. L., Morrison W. E., Fairweather I.

Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulations

European Journal of Applied Physiology 70, (1995), 138-145

Zmyslowski W.

The methods of surface EMG analysis

Acta Physiologica Polonica 39, (1988), 30-34

Zwarts M.

Evaluation of the estimation of muscle fiber conduction velocity. Surface versus needle method

Electroencephalography and clinical Neurophysiology 73, (1989), 544-548

7. Anhang

7.1 Originaldaten der Probanden zu den absolvierten Versuchen

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden die Originaldaten nach Möglichkeit pro Proband auf einer Seite wiedergegeben. Deswegen weicht die Schriftgröße in einzelnen Abschnitten von der übrigen Arbeit ab.

Geschlecht: **W** Kürzel: **AND** Geb.: **01.04.1974** BMI: **20,20**
 Gewicht: **55 kg** Resistance: **635**
 Größe: **165 cm** Reaktance: **71**

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	32	31	32	31,6666667	5,85335798
10%	86	84	84	84,6666667	15,6500308
30%	173	181	175	176,3333333	32,5939618
50%	371	376	356	367,6666667	67,9605669
80%	500	458	479	479	88,5397412
100%	541		541	541	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	25	27	26	26	6,89655172
10%	197	192	196	195	51,7241379
30%	304	299	292	298,3333333	79,1335102
50%	356	326	303	328,3333333	87,0910698
80%	359	327	343	343	90,9814324
100%	377		377	377	100

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	48	48	48	48	11,1757858
10%	94	90	93	92,3333333	21,4978657
30%	162	166	163	163,6666667	38,1063252
50%	270	245	231	248,6666667	57,8967792
80%	359	356	401	357,5	83,2363213
100%	401		401	401	93,3643772
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	85	81	86	84	19,6261682
10%	330	318	309	319	74,5327103
30%	418	408	379	401,6666667	93,847352
50%	440	429	431	433,3333333	101,246106
80%	442	416	429	429	100,233645
100%	455		455	455	106,308411

Standard

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	32	32	31	31,6666667	5,85335798
10%	95	95	92	94	17,3752311
30%	242	240	241	241	44,5471349
50%	369	395	382	382	70,6099815
80%	414	416	415	415	76,7097967
100%	541		541	541	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	28	30	27	28,3333333	7,51547303
10%	243	234	231	236	62,5994695
30%	297	273	285	285	75,596817
50%	302	280	291	291	77,1883289
80%	332	295	313,5	313,5	83,1564987
100%	377		377	377	100

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	40	39	43	40,6666667	9,46837408
10%	88	88	89	88,3333333	20,5665503
30%	150	184	179	171	39,8137369
50%	249	306	277,5	277,5	64,6100116
80%	357	458	407,5	407,5	94,8777648
100%	401	458	429,5	429,5	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	66	64	62	64	14,953271
10%	329	314	311	318	74,2990654
30%	388	378	373	379,6666667	88,7071651
50%	430	400	415	415	96,9626168
80%	386	427	406,5	406,5	94,9766355
100%	455	401	428	428	100

Kälte

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	34	34	34	6,28465804
10%	138	146	145	143	26,4325323
30%	283	294	286	287,6666667	53,1731362
50%	337	371	335	347,6666667	64,2637092
80%	377	418	397,5	397,5	73,4750462
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	31	29	29	29,6666667	7,86914235
10%	302	299	291	297,3333333	78,8682582
30%	332	325	302	319,6666667	84,7922193
50%	352	319	309	326,6666667	86,6489832
80%	377	418	397,5	397,5	105,437666

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	42	42	44	42,6666667	9,93403182
10%	94	94	86	91,3333333	21,2650369
30%	182	168	147	165,6666667	38,5719829
50%	187	205	196	196	45,6344587
80%	403	416	409,5	409,5	95,3434226
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	70	63	70	67,6666667	15,8099688
10%	306	291	280	292,3333333	68,3021807
30%	368	350	318	345,3333333	80,6853583
50%	421	409	415	415	96,9626168
80%	403	396	399,5	399,5	93,3411215

Geschlecht:WKürzel:CAM Geb.: 11.03.1971
Gewicht: 54 kg
Größe: 168 cm

BMI: 19,13
Resistance: 448
Reaktance:46

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	52	53	51	52	10,4
10%	85	83	77	81,6666667	16,3333333
30%	143	147	154	148	29,6
50%	211	216	235	220,6666667	44,1333333
80%	330			330	66
100%	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	58	59	59	58,6666667	16,9068204
10%	231	217	220	222,6666667	64,1690682
30%	318	316	302	312	89,9135447
50%	365	338	322	341,6666667	98,4630163
80%	327			327	94,2363112
100%	328			328	94,5244957

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	52	52	53	52,3333333	11,426492
10%	113	106	115	111,3333333	24,3085881
30%	179	177	200	185,3333333	40,4657933
50%	206	217	189	204	44,5414847
80%	348			348	75,9825328
100%	458			458	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	62	67	62	63,6666667	18,7254902
10%	292	277	265	278	81,7647059
30%	322	299	285	302	88,8235294
50%	344	319	307	323,3333333	95,0980392
80%	350			350	102,941176
100%	340			340	100

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	54	53	53	53,3333333	10,6666667
10%	74	76	73	74,3333333	14,8666667
30%	138	136	135	136,3333333	27,2666667
50%	209	218	220	215,6666667	43,1333333
80%	458			458	91,6
100%	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	66	64	65	65	18,7319885
10%	212	209	209	210	60,518732
30%	309	284	285	292,6666667	84,3419789
50%	345	290	295	310	89,3371758
80%	336			336	96,8299712
100%	347			347	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	52	51	49	50,6666667	11,062591
10%	127	121	141	129,6666667	28,3114993
30%	207	213	227	215,6666667	47,0887918
50%	262	265	270	265,6666667	58,0058224
80%	387			387	84,4978166
100%	458			458	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	67	70	73	70	20,5882353
10%	249	249	237	245	72,0588235
30%	260	262	255	259	76,1764706
50%	299	285	264	282,6666667	83,1372549
80%	301			301	88,5294118
100%	340			340	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	52	54	53	53	10,6
10%	85	78	87	83,3333333	16,6666667
30%	154	185	208	182,3333333	36,4666667
50%	288	362	420	356,6666667	71,3333333
80%	458			458	91,6
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	68	67	75	70	20,1729107
10%	196	222	236	218	62,8242075
30%	264	264	257	261,6666667	75,4082613
50%	295	275	253	274,3333333	79,0585975
80%	282			282	81,2680115

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	51	49	48	49,3333333	10,7714702
10%	116	135	122	124,3333333	27,147016
30%	183	190	189	187,3333333	40,9024745
50%	234	297	354	295	64,4104803
80%	354			354	77,2925764
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	65	65	69	66,3333333	19,5098039
10%	249	249	239	245,6666667	72,254902
30%	307	289	268	288	84,7058824
50%	314	297	244	285	83,8235294
80%	338			338	99,4117647

Geschlecht:WKürzel:DAUJ Geb.: 12.03.1975
 Gewicht: 67kg
 Größe:180 cm

BMI: 20,68
 Resistance:496
 Reaktance: 64

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	28	28	28	28	4,2042042
10%	151	162	151	154,666667	23,2232232
30%	272	277	244	264,333333	39,6896897
50%	287	271		279	41,8918919
80%	303	330		316,5	47,5225225
100%	666			666	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	14	15	17	15,3333333	4,09982175
10%	213	224	223	220	58,8235294
30%	289	265	268	274	73,2620321
50%	311	310		310,5	83,0213904
80%	367	329		348	93,0481283
100%	374			374	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	38	40	39	39	4,68187275
10%	126	123	119	122,666667	14,7258904
30%	500	458	458	472	56,6626651
50%	303	416	458	392,333333	47,0988395
80%	625	791		708	84,9939976
100%	875			875	105,042017
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	38	37	35	36,6666667	11,2820513
10%	154	148	151	151	46,4615385
30%	242	244	233	239,666667	73,7435897
50%	212	274	263	249,666667	76,8205128
80%	326	261		293,5	90,3076923
100%	349			349	107,384615

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	30	30	30	4,5045045
10%	263	261	283	269	40,3903904
30%	458	358	413	409,666667	61,5115115
50%	458	316		387	58,1081081
80%	666			666	100
100%	666			666	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	28	27	26	27	7,21925134
10%	232	234	232	232,666667	62,2103387
30%	268	263	240	257	68,7165775
50%	211	307		259	69,2513369
80%	312			312	83,4224599
100%	374			374	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	41	39	41	40,3333333	4,84193677
10%	222	214	202	212,666667	25,5302121
30%	583	583	583	583	69,9879952
50%	500	708	625	611	73,3493397
80%	791			791	94,9579832
100%	833			833	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	39	39	38	38,6666667	11,8974359
10%	215	208	206	209,666667	64,5128205
30%	237	223	214	224,666667	69,1282051
50%	255	260	239	251,333333	77,3333333
80%	260			260	80
100%	325			325	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	33	33	33	33	4,95495495
10%	312	286	310	302,666667	45,4454454
30%	458	416		437	65,6156156
50%	395	347		371	55,7057057
80%	416			416	62,4624625
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	35	32	34	33,6666667	9,00178253
10%	189	184	167	180	48,1283422
30%	196	195		195,5	52,2727273
50%	253	244		248,5	66,4438503
80%	286			286	76,4705882

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	41	41	41	41	4,92196879
10%	256	266	251	257,666667	30,9323729
30%	500	541	500	513,666667	61,6646659
50%	625			625	75,030012
80%	541	791		666	79,9519808
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	37	39	37	37,6666667	11,5897436
10%	196	201	192	196,333333	60,4102564
30%	273	230	217	240	73,8461538
50%	288			288	88,6153846
80%	284			284	87,3846154

Geschlecht:WKürzel:JOS Geb.: 28.12.1975
 Gewicht: 55 kg
 Größe:170 cm

BMI: 19,03
 Resistance:717
 Reaktance: 75

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	39	39	38	38,6666667	9,25039872
10%	66	64	62	64	15,3110048
30%	105	95	103	101	24,1626794
50%	149	150		149,5	35,765502
80%	251	275		263	62,9186603
100%	416			416	99,5215311
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	35	37	36	36	12
10%	196	196	194	195,3333333	65,1111111
30%	258	257	252	255,6666667	85,2222222
50%	308	302		305	101,666667
80%	330	310		320	106,666667
100%	365			365	121,666667

Standard

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	37	37	38	37,3333333	8,93141946
10%	75	70	67	70,6666667	16,9059011
30%	147	136	129	137,3333333	32,8548644
50%	209	230		219,5	52,5119617
80%	356	352		354	84,6889952
100%	418			418	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	34	34	37	35	11,6666667
10%	212	215	213	213,3333333	71,1111111
30%	260	263	260	261	87
50%	286	277		281,5	93,8333333
80%	316	291		303,5	101,166667
100%	300			300	100

Kälte

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	35	35	37	35,6666667	8,53269537
10%	62	62	59	61	14,5933014
30%	126	120	119	121,6666667	29,1068581
50%	178	156	162	165,3333333	39,553429
80%	296	323		309,5	74,0430622
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	33	34	32	33	11
10%	198	192	183	191	63,6666667
30%	238	243	227	236	78,6666667
50%	253	248	253	251,3333333	83,7777778
80%	331	292		311,5	103,833333

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	35	33	34	34	4,53333333
	75	72	67	71,3333333	9,51111111
	158	156	158	157,3333333	20,9777778
	261	266	261	262,6666667	35,0222222
	355	500		427,5	57
	583			583	77,7333333
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	28	29	30	29	9,66666667
	181	176	174	177	59
	254	243	229	242	80,6666667
	258	244	253	251,6666667	83,8888889
	288	294		291	97
	351			351	117

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	35	34	35	34,6666667	4,62222222
	82	86	71	79,6666667	10,6222222
	248	239	213	233,3333333	31,1111111
	349	340	336	341,6666667	45,5555556
	458	583		520,5	69,4
	750			750	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	32	29	31	30,6666667	10,2222222
	176	180	175	177	59
	238	215	207	220	73,3333333
	260	240	229	243	81
	273	258		265,5	88,5
	300			300	100

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	34	33	33	33,3333333	4,44444444
	79	79	75	77,6666667	10,3555556
	218	220	229	222,3333333	29,6444444
	328	416		372	49,6
	625	259		442	58,9333333
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	32	31	30	31	10,3333333
	178	198	198	191,3333333	63,7777778
	247	243	233	241	80,3333333
	274	255		264,5	88,1666667
	285	198		241,5	80,5

Geschlecht: **W** Kürzel: **KAI** Geb.: **03.09.1973**
 Gewicht: **65 kg**
 Größe: **165 cm**

BMI: **23,87**
 Resistance: **421**
 Reaktance: **35**

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	33	33	33,3333333	6,16142945
10%	71	72	70	71	13,1238447
30%	125	110	112	115,666667	21,3801602
50%	235	205	187	209	38,6321627
80%	387	394		390,5	72,181146
100%	625			625	115,526802
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	25	23	25	24,3333333	8,19304153
10%	173	170	174	172,3333333	58,0246914
30%	222	218	215	218,3333333	73,5129068
50%	258	250	244	250,666667	84,3995511
80%	272	252		262	88,2154882
100%	256			256	86,1952862

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	36	34	34	34,6666667	16,2754304
10%	48	47	48	47,6666667	22,3787167
30%	64	62	59	61,6666667	28,9514867
50%	98	86	92	92	43,1924883
80%	131	136		133,5	62,6760563
100%	176			176	82,629108
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	30	30	29	29,6666667	9,21325052
10%	152	152	160	154,666667	48,0331263
30%	234	220	216	223,3333333	69,3581781
50%	288	272		280	86,9565217
80%	329	300		314,5	97,6708075
100%	348			348	108,074534

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	34	33	33,6666667	6,22304375
10%	83	87	80	83,3333333	15,4035736
30%	145	162	152	153	28,2809612
50%	212	228	218	219,3333333	40,5422058
80%	317	302		309,5	57,2088725
100%	541			541	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	27	28	27	27,3333333	9,20314254
10%	186	191	182	186,3333333	62,7384961
30%	234	234	238	235,3333333	79,2368126
50%	258	254	244	252	84,8484848
80%	286	270		278	93,6026936
100%	297			297	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	33	33	33,3333333	15,6494523
10%	49	48	45	47,3333333	22,2222222
30%	70	64	62	65,3333333	30,6729264
50%	114	114		114	53,5211268
80%	192	190		191	89,6713615
100%	213			213	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	29	33	32	31,3333333	9,73084886
10%	156	152	149	152,3333333	47,3084886
30%	228	222	211	220,3333333	68,426501
50%	282	258		270	83,8509317
80%	323	289		306	95,0310559
100%	322			322	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	31	31	32	31,3333333	5,79174368
10%	71	72	73	72	13,3086876
30%	107	100	104	103,666667	19,1620456
50%	152	167	177	165,3333333	30,5606901
80%	265	248		256,5	47,4121996
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	21	21	23	21,6666667	7,29517396
10%	186	190	184	186,666667	62,8507295
30%	210	229	216	218,3333333	73,5129068
50%	273	262	258	264,3333333	89,0011223
80%	281	282		281,5	94,7811448

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	34	35	34,3333333	16,1189358
10%	51	50	47	49,3333333	23,1611894
30%	71	68	63	67,3333333	31,6118936
50%	86	84		85	39,9061033
80%	159	142		150,5	70,657277
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	31	28	31	30	9,31677019
10%	162	158	143	154,3333333	47,9296066
30%	220	220	207	215,666667	66,9772257
50%	254	248		251	77,9503106
80%	308	276		292	90,6832298

Geschlecht: **W** Kürzel: **KAI** Geb.: **03.09.1973** BMI: **23,87**
 Gewicht: **65 kg** Resistance: **421**
 Größe: **165 cm** Reaktance: **35**

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	39	40	41	40
10%	58	55	53	55,33333333
30%	95	96	85	92
50%	137	118		127,5
80%	193	168		180,5
100%	322			322
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	44	42	42	42,66666667
10%	141	134	135	136,6666667
30%	222	214	214	216,6666667
50%	255	250		252,5
80%	296	274		285
100%	300			300

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	141	258	218	220
8	149	256	193	218
12	159	254	158	222
16	156	234	152	228
20	141	239	139	262
24	135	230	137	238
28	158	233	138	236
32	158	230	147	224
36	144	228	139	263
40	159	236	153	242
44	163	234	164	225
48	148	228	153	231
52			141	222
56			143	241
60			140	223
64			134	211
68				
72				
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
135	234	100	222	
119	222	103	218	
115	230	101	224	
116	221	103	216	
113	224	109	207	
125	229	106	216	
129	241	110	212	
137	237	109	211	
117	237	114	207	
130	243	100	207	
130	229	102	213	
120	231	90	206	
136	226	96	202	
165	226	105	205	
119	216	104	214	
103	212	100	205	
104	208	101	209	
92	212	112	211	
		104	206	
		107	202	
		104	207	
		104	209	
		110	201	
		97	204	
		100	199	
		98	200	
		105	209	
		120	205	
		97	196	

Geschlecht:WKürzel:KLE Geb.: 24.03.1976
 Gewicht: 65 kg
 Größe:170 cm

BMI: 22,49
 Resistance: 612
 Reaktance: 57

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	30	30	30	8,28729282
10%	104	97	93	98	27,0718232
30%	176	196	177	183	50,5524862
50%	203	207	227	212,333333	58,6556169
80%	308	345	362	338,333333	93,4622468
100%	394			394	108,839779
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	20	17	19	18,6666667	5,55555556
10%	199	193	181	191	56,8452381
30%	261	252	226	246,333333	73,3134921
50%	296	263	253	270,666667	80,5555556
80%	289	268	336	297,666667	88,5912698
100%	278			278	82,7380952

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	29	29	29,3333333	5,86666667
10%	110	106	107	107,666667	21,5333333
30%	197	182	182	187	37,4
50%	269	285	277	277	55,4
80%	302	426	364	364	72,8
100%	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	21	19	20	20	7,04225352
10%	188	179	185	184	64,7887324
30%	235	228	239	234	82,3943662
50%	254	258	256	256	90,1408451
80%	278	270	274	274	96,4788732
100%	284			284	100

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	26	26	26	26	7,18232044
10%	76	79	80	78,3333333	21,6390424
30%	159	169	166	164,666667	45,4880295
50%	164	196		180	49,7237569
80%	253	263		258	71,2707182
100%	362			362	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	9	9	8	8,66666667	2,57936508
10%	180	185	194	186,333333	55,4563492
30%	250	245	232	242,333333	72,1230159
50%	269	264		266,5	79,3154762
80%	308	293		300,5	89,4345238
100%	336			336	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	30	30	30	6
10%	89	99	99	95,6666667	19,1333333
30%	166	174	177	172,333333	34,4666667
50%	173	228		200,5	40,1
80%	348			348	69,6
100%	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	21	22	21	21,3333333	7,51173709
10%	164	166	166	165,333333	58,2159624
30%	223	226	212	220,333333	77,5821596
50%	243	227		235	82,7464789
80%	262			262	92,2535211
100%	284			284	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	27	27	27	27	7,45856354
10%	47	51	51	49,6666667	13,7200737
30%	103	98	99	100	27,6243094
50%	137	141	159	145,666667	40,2394107
80%	228	281		254,5	70,3038674
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	9	11	11	10,3333333	3,07539683
10%	132	145	140	139	41,3690476
30%	225	206	204	211,666667	62,9960317
50%	267	255	234	252	75
80%	289	257		273	81,25

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	30	30	30	6
10%	93	99	101	97,6666667	19,5333333
30%	142	164	143	149,666667	29,9333333
50%	180	180		180	36
80%	304	344		324	64,8
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	21	21	21	21	7,3943662
10%	181	176	174	177	62,3239437
30%	218	228	212	219,333333	77,2300469
50%	243	221		232	81,6901408
80%	270	257		263,5	92,7816901

Geschlecht: **W** Kürzel: **NEU** Geb.: **10.10.1972** BMI: **18,94**
 Gewicht: **58 kg** Resistance: **538**
 Größe: **175 cm** Reaktance: **48**

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	
1%	28	28	28	28	28
10%	88	92	102	94	
30%	239	226	212	225,666667	
50%	345	416	398	386,333333	
80%					
100%	458			458	
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	
1%	15	10	17	14	
10%	152	162	169	161	
30%	206	203	212	207	
50%	234	205	210	216,333333	
80%					
100%	230			230	

Standard

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	
1%	28	28	27	27,6666667	
10%	66	71	71	69,3333333	
30%	146	136	152	144,666667	
50%	244	234	232	236,666667	
80%	348			348	
100%	541			541	
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	
1%	12	11	10	11	
10%	162	169	167	166	
30%	201	222	206	209,666667	
50%	244	231	214	229,666667	
80%	256			256	
100%	256			256	

Kälte

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	
1%	28	31	28	29	
10%	73	68	67	69,3333333	
30%	132	143	158	144,333333	
50%	199	221	237	219	
80%	326	362		344	
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	
1%	8	10	10	9,3333333	
10%	146	145	154	148,333333	
30%	177	170	159	168,666667	
50%	185	189	185	186,333333	
80%	226	216		221	

Kürzel: **PFE** Geb.: **10.07.1972** BMI: **15,82**
 Geschl: **W** Gewicht: **40 kg** Resistance: **743**
 Größe: **159 cm** Reaktance: **84**

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	31	31	31	31	5,31732419
10%	70	71	63	68	11,6638079
30%	157	157	167	160,333333	27,5014294
50%	196	216	210	207,333333	35,563179
80%	266	315		290,5	49,8284734
100%	583			583	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	37	40	35	37,3333333	8,91010342
10%	216	215	204	211,666667	50,5171042
30%	353	371	349	357,666667	85,361973
50%	364	378	350	364	86,8735084
80%	380	363		371,5	88,6634845
100%	419			419	100

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	31	32	31	31,3333333	5,37449971
10%	49	52	55	52	8,9193825
30%	171	193	192	185,333333	31,7895941
50%	182	194	199	191,666667	32,8759291
80%	369	426		397,5	68,1818182
100%	583			583	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	39	37	38	38	9,06921241
10%	162	165	172	166,333333	39,6976929
30%	350	361	349	353,333333	84,3277645
50%	339	390	360	363	86,6348449
80%	454	403		428,5	102,267303
100%	419			419	100

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	31	31	31	31	5,31732419
10%	60	58	52	56,6666667	9,71983991
30%	186	197	205	196	33,619211
50%	115	238	298	217	37,2212693
80%	321	322		321,5	55,1457976
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	37	39	40	38,6666667	9,2283214
10%	181	187	165	177,666667	42,4025457
30%	385	368	359	370,666667	88,4645982
50%	192	396	401	329,666667	78,6793954
80%	341	426		383,5	91,5274463

Geschl.:W Kürzel:ULL Geb.: 28.07.1947
Gewicht: 73 kg
Größe:172 cm

BMI: 24.68
Resistance: 349
Reaktance: 33

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	36	37	35	36	8,65384615
10%	107	81	74	87,33333333	20,9935897
30%	142	132	115	129,6666667	31,1698718
50%	226	191	175	197,3333333	47,4358974
80%	406			406	97,5961538
100%	416			416	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	30	32	30	30,66666667	9,95670996
10%	152	153	147	150,6666667	48,9177489
30%	215	213	213	213,6666667	69,3722944
50%	261	260	254	258,3333333	83,8744589
80%	292			292	94,8051948
100%	308			308	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	34	34	34	34	11,11111111
	51	51	54	52	16,9934641
	80	77	80	79	25,8169935
	92	100	97	96,33333333	31,4814815
	151	159		155	50,6535948
	247			247	80,7189542
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	29	30	29	29,33333333	10,5137395
	121	129	135	128,3333333	45,9976105
	180	191	188	189,6666667	67,9808841
	198	232	239	223	79,9283154
	266	289		277,5	99,4623656
	204			204	73,1182796

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	49	51	49	49,66666667	11,9391026
10%	79	71	73	74,33333333	17,8685897
30%	108	97	101	102	24,5192308
50%	153	136	129	139,3333333	33,4935897
80%	273			273	65,625
100%	416			416	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	75	73	74	74	24,025974
10%	162	163	162	162,3333333	52,7056277
30%	229	230	225	228	74,025974
50%	266	265	259	263,3333333	85,4978355
80%	295			295	95,7792208
100%	308			308	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	40	40	41	40,33333333	13,1808279
	53	53	52	52,66666667	17,211329
	83	82	83	82,66666667	27,0152505
	106	111	119	112	36,6013072
	129	159		144	47,0588235
	306			306	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	38	41	41	40	14,3369176
	114	111	109	111,3333333	39,9044205
	192	192	194	192,6666667	69,0561529
	225	231	236	230,6666667	82,6762246
	232	261		246,5	88,3512545
	279			279	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	53	50	51	51,33333333	12,3397436
10%	91	94	93	92,66666667	22,275641
30%	115	116	113	114,6666667	27,5641026
50%	182	167		174,5	41,9471154
80%	273	333		303	72,8365385
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	97	93	90	93,33333333	30,3030303
10%	136	179	181	165,3333333	53,6796537
30%	229	227	227	227,6666667	73,9177489
50%	254	245		249,5	81,0064935
80%	290	259		274,5	89,1233766

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	45	42	43	43,33333333	14,16122
	55	56	55	55,33333333	18,0827887
	78	77	75	76,66666667	25,0544662
	107	114	127	116	37,9084967
	111	153		132	43,1372549
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	41	41	45	42,33333333	15,1732378
	130	82	134	115,3333333	41,3381123
	187	191	193	190,3333333	68,2198327
	223	234	236	231	82,7956989
	182	265		223,5	80,1075269

Geschl:W Kürzel:WIE Geb.: 04.07.1975 BMI: 22,59
Gewicht: 70 kg Resistance: 678
Größe:176 cm Reaktance: 68

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	
1%	31	31	31	31	31
10%	56	56	56	56	
30%	79	79	77	78,3333333	
50%	97	102	101	100	
80%	123	147		135	
100%	163			163	
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	
1%	30	28	29	29	
10%	161	169	172	167,3333333	
30%	185	201	196	194	
50%	187	241	240	222,6666667	
80%	261	313		287	
100%	303			303	

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	116	204	89	186
8	96	213	117	260
12	102	226	109	288
16	100	233	103	269
20	102	235	108	252
24	102	231	106	275
28	97	237	106	267
32	102	230	101	263
36	108	236	98	248
40	107	245	110	248
44	110	253	107	253
48	113	267	107	247
52	112	265	107	255
56	109	263	111	255
60	136	263	108	257
64	120	241	112	250
68	115	243	144	277
72	124	240	127	279
76			128	255
80			119	265
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				
132				
136				
140				
144				
148				
152				
156				
160				
164				
168				
172				
176				
180				
184				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
97	186	61	130	
123	242	77	199	
121	247	74	211	
127	261	79	217	
130	283	81	219	
142	293	79	221	
149	282	79	215	
143	304	77	211	
153	300	77	212	
155	288	79	225	
147	296	80	229	
151	287	80	230	
149	290	80	228	
150	279	81	230	
163	275	81	230	
159	274	78	225	
181	279	77	223	
181	259	80	222	
191	259	79	221	
		82	232	
		84	239	
		84	239	
		87	249	
		94	240	
		85	244	
		87	236	
		87	232	
		82	221	
		70	193	
		70	203	
		70	205	
		69	205	
		73	205	
		75	207	
		76	205	
		71	203	
		72	214	
		80	225	
		78	216	
		77	218	
		79	221	
		85	214	
		76	215	
		77	211	
		78	208	
		75	214	

Geschlecht: **W** Kürzel: **ZAH** Geb.: **07.05.1972**
 Gewicht: **52 kg**
 Größe: **158 cm**

BMI: **20,83**
 Resistance: **533**
 Reaktance: **62**

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	36	34	35	35
10%	55	58	56	56,3333333
30%	88	97	102	95,6666667
50%	151	153	151	151,6666667
80%	208	222		215
100%	492			492
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	35	37	37	36,3333333
10%	126	133	138	132,3333333
30%	206	215	209	210
50%	242	239	234	238,3333333
80%	263	259	259	260,3333333
100%	288	290	276	284,6666667

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	151	257	206	237
8	154	247	172	227
12	149	247	162	220
16	152	249	163	231
20	135	241	172	225
24	149	230	167	233
28	155	231	181	229
32	143	237	222	222
36	131	239	198	215
40	148	240	184	213
44	139	232	187	211
48	152	228	191	203
52	161	225	188	206
56			184	199
60				
64				
68				
72				
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
97	226	103	215	
102	222	113	203	
99	209	108	203	
94	204	92	204	
87	205	91	186	
84	206	91	203	
80	207	89	198	
85	211	92	190	
82	203	87	202	
81	200	92	206	
87	204	97	196	
80	208	91	195	
81	211	89	193	
83	203	87	194	
80	211	85	180	
86	208	82	184	
81	204	85	180	
80	200	85	180	
88	202	89	188	
84	203	92	181	
80	198	90	175	
81	198	82	179	
83	195	78	178	
81	192	83	180	
85	195	76	180	

Geschlecht:W Kürzel: **KAIT** Geb.: **15.11.1971**
 Gewicht: **72 kg**
 Größe:**174 cm**

BMI: **23,78**
 Resistance:**471**
 Reaktance: **60**

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	39	40	41	40
10%	58	55	53	55,33333333
30%	95	96	85	92
50%	137	118		127,5
80%	193	168		180,5
100%	322			322
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	44	42	42	42,66666667
10%	141	134	135	136,6666667
30%	222	214	214	216,6666667
50%	255	250		252,5
80%	296	274		285
100%	300			300

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	141	258	218	220
8	149	256	193	218
12	159	254	158	222
16	156	234	152	228
20	141	239	139	262
24	135	230	137	238
28	158	233	138	236
32	158	230	147	224
36	144	228	139	263
40	159	236	153	242
44	163	234	164	225
48	148	228	153	231
52			141	222
56			143	241
60			140	223
64			134	211
68				
72				
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
135	234	100	222	
119	222	103	218	
115	230	101	224	
116	221	103	216	
113	224	109	207	
125	229	106	216	
129	241	110	212	
137	237	109	211	
117	237	114	207	
130	243	100	207	
130	229	102	213	
120	231	90	206	
136	226	96	202	
165	226	105	205	
119	216	104	214	
103	212	100	205	
104	208	101	209	
92	212	112	211	
		104	206	
		107	202	
		104	207	
		104	209	
		110	201	
		97	204	
		100	199	
		98	200	
		105	209	
		120	205	
		97	196	

Geschlecht: M Kürzel: **BLA** Geb.: **09.11.1973**
 Gewicht: **79 kg**
 Größe: **186 cm**

BMI: **22,84**
 Resistance: **444**
 Reaktance: **46**

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	37	39	42	39,3333333
10%	65	60	60	61,6666667
30%	79	105	100	94,6666667
50%	195	205	202	200,6666667
80%	280	296		288
100%	555			555
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	31	29	29	29,6666667
10%	138	135	129	134
30%	222	222	222	222
50%	268	254	260	260,6666667
80%	279	283	276	279,3333333
100%	294			294

50%MVC

Standard Sek.	50%MVC		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	233	265	206	237
8	230	256	215	243
12	222	256	209	231
16	227	254	198	230
20	217	261	200	216
24	204	248	204	229
28	198	248	197	232
32	188	253	202	229
36	179	238	200	227
40	192	241	199	223
44	189	236	196	220
48	161	215	196	222
52	179	220	194	224
56			195	216
60			187	209
64			191	211
68			187	214
72			185	213
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				

30%MVC

Standard Rms	30%MVC		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
165	260	103	215	
167	257	104	222	
160	261	101	224	
159	259	100	220	
160	254	100	220	
156	247	99	220	
156	240	95	217	
154	239	97	218	
149	241	99	212	
153	239	100	208	
147	236	98	211	
141	226	96	207	
139	228	94	206	
137	222	91	208	
141	232	92	205	
135	218	91	200	
134	220	94	203	
139	222	89	201	
136	218	93	202	
130	209	90	199	
131	215	90	200	
128	210	91	197	
128	210	89	194	
129	205	86	197	
125	200	86	198	
123	203	89	189	
120	201	82	193	
123	200	85	197	
119	199			
114	193			
117	191			
113	190			

Geschlecht: **M** Kürzel: **BRA** Geb.: **20.09.1972**
 Gewicht: **80 kg**
 Größe: **183 cm**

BMI: **23,88**
 Resistance: **451**
 Reaktance: **63**

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	32	32	32	32	3,84153661
10%	150	141	143	144,666667	17,3669468
30%	416	458	500	458	54,9819928
50%	583	708		645,5	77,4909964
80%	708	833		770,5	92,4969988
100%	1041			1041	124,969988
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	22	20	23	21,666667	5,52721088
10%	188	183	186	185,666667	47,3639456
30%	269	241	230	246,666667	62,9251701
50%	275	283		279	71,1734694
80%	332	325		328,5	83,8010204
100%	381			381	97,1938776

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	31	30	32	31	2,65866209
10%	271	353	317	313,666667	26,9010863
30%	666	708	666	680	58,3190395
50%	708	791		749,5	64,2795883
80%	916			916	78,5591767
100%	1166			1166	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	25	28	25	26	6,78851175
10%	228	213	218	219,666667	57,3542211
30%	256	233	229	239,333333	62,489121
50%	282	275		278,5	72,7154047
80%	356			356	92,9503916
100%	383			383	100

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	29	28	29	28,666667	3,44137655
10%	126	131	132	129,666667	15,5662265
30%	277	262	260	266,333333	31,9727891
50%	423	416		419,5	50,3601441
80%	583	666		624,5	74,969988
100%	833			833	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	14	13	16	14,3333333	3,65646259
10%	224	235	244	234,3333333	59,7789116
30%	279	260	259	266	67,8571429
50%	357	334		345,5	88,1377551
80%	395	362		378,5	96,5561224
100%	392			392	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	29	30	29	29,3333333	2,51572327
10%	309	304	280	297,666667	25,5288736
30%	583	583	458	541,333333	46,4265294
50%	625	750		687,5	58,9622642
80%	958			958	82,161235
100%	1166			1166	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	20	24	21	21,6666667	5,65709312
10%	234	227	216	225,666667	58,9208007
30%	259	231	228	239,333333	62,489121
50%	327	284		305,5	79,7650131
80%	321			321	83,8120104
100%	383			383	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	30	29	29,666667	3,56142457
10%	184	168	169	173,666667	20,8483393
30%	404	335	400	379,666667	45,5782313
50%	500	708		604	72,5090036
80%	958			958	115,006002
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	14	14	13	13,6666667	3,48639456
10%	186	199	199	194,666667	49,6598639
30%	238	231	227	232	59,1836735
50%	259	280		269,5	68,75
80%	307			307	78,3163265

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	29	29	29	29	2,48713551
10%	158	212	174	181,333333	15,5517439
30%	390	384	361	378,333333	32,4471126
50%	708	833		770,5	66,0806175
80%	1000			1000	85,7632933
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	19	20	15	18	4,6997389
10%	228	230	221	226,333333	59,0948651
30%	252	249	238	246,333333	64,3167972
50%	326	281		303,5	79,2428198
80%	347			347	90,6005222

Geschl: M Kürzel:DAUF Geb.: 02.09.1976
 Gewicht: 73 kg
 Größe:174 cm

BMI: 24,11
 Resistance: 348
 Reaktance: 38

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	45	43	45	44,3333333	4,83988355
10%	162	162	155	159,666667	17,4308588
30%	315	316	297	309,333333	33,7700146
50%	395	395	425	405	44,2139738
80%	500	750		625	68,231441
100%	916			916	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	45	44	48	45,6666667	12,9001883
10%	268	265	263	265,333333	74,952919
30%	298	273	291	287,333333	81,1676083
50%	349	302	300	317	89,5480226
80%	332	336		334	94,3502825
100%	352			352	99,4350282

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	34	34	33	33,6666667	4,75517891
	100	111	104	105	14,8305085
	207	209	211	209	29,519774
	265	277	274	272	38,4180791
	408	416		412	58,1920904
	708			708	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	35	37	36	36	9,39947781
	202	247	253	234	61,0966057
	334	317	314	321,666667	83,9860748
	358	317	335	336,666667	87,9025239
	371	365		368	96,0835509
	383			383	100

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	43	44	43	43,3333333	4,73071325
10%	140	140	136	138,666667	15,1382824
30%	334	347	327	336	36,6812227
50%	377	458	458	431	47,0524017
80%	875	833		854	93,231441
100%	916			916	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	46	50	46	47,3333333	13,3709981
10%	288	278	269	278,333333	78,6252354
30%	299	315	293	302,333333	85,4048964
50%	307	290		298,5	84,3220339
80%	294	296		295	83,3333333
100%	354			354	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	30	29	30	29,6666667	4,19020716
	89	99	103	97	13,700565
	190	185	173	182,666667	25,8003766
	260	282		271	38,2768362
	371	416		393,5	55,579096
	708			708	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	23	21	21	21,6666667	5,65709312
	254	276	272	267,333333	69,7998259
	327	327	322	325,333333	84,9434291
	339	354		346,5	90,4699739
	368	346		357	93,2114883
	383			383	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	44	46	47	45,6666667	4,98544396
10%	228	224	227	226,333333	24,7088792
30%	307	302	315	308	33,6244541
50%	500	500		500	54,5851528
80%	708			708	77,2925764
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	48	49	49	48,6666667	13,747646
10%	244	246	229	239,666667	67,7024482
30%	259	238	245	247,333333	69,8681733
50%	286	279		282,5	79,8022599
80%	282			282	79,6610169

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	29	30	29	29,3333333	4,14312618
10%	94	93	92	93	13,1355932
30%	191	178	171	180	25,4237288
50%	262	254		258	36,440678
80%	409	418		413,5	58,4039548
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	21	23	21	21,6666667	5,65709312
10%	260	261	258	259,666667	67,7980853
30%	315	306	318	313	81,7232376
50%	328	313		320,5	83,6814621
80%	384	362		373	97,3890339

Geschl.: M Kürzel: FAS Geb.: 16.06.1971 BMI: 24,84
 Gewicht: 85 kg Resistance: 392
 Größe: 185 cm Reaktance: 29

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	45	44	47	45,3333333
10%	164	156	160	160
30%	330	326	344	333,333333
50%	525	500	500	508,333333
80%	560	645		602,5
100%	777			777
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	50	50	50	50
10%	268	255	258	260,333333
30%	299	311	278	296
50%	330	330	266	308,666667
80%	298	360		329
100%	369			369

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	550	346	633	303
8	532	333	598	314
12	532	316	598	289
16	496	328	615	290
20	516	332	597	302
24	521	302	598	288
28	488	293	603	265
32	488	286	598	277
36	469	277	598	277
40	474	255	563	264
44	485	263	579	276
48	485	263	574	270
52	469	247	588	265
56	472	255	568	283
60	484	249	544	260
64	471	252	581	244
68	478	245	600	264
72			600	244
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
325	310	333	333	333
315	300	326	326	327
310	303	319	319	328
323	309	323	323	325
321	287	323	323	325
321	299	298	298	329
336	298	316	316	323
329	298	304	304	327
308	283	302	302	321
314	288	288	288	319
309	276	291	291	314
311	308	291	291	311
329	303	277	277	312
329	298	300	300	307
316	281	298	298	309
309	285	271	271	305
318	296	264	264	303
318	296	273	273	302
313	287	269	269	293
309	285	269	269	309
307	291	264	264	303
311	285	259	259	300
316	296	261	261	299
308	280	271	271	298
303	287	265	265	301
297	283	260	260	291
288	285	255	255	287
302	280	258	258	289
279	277	253	253	301
		249	249	294
		250	250	300
		245	245	283

Geschl.:M Kürzel: FISB Geb.: 05.07.1968
 Gewicht: 77 kg
 Größe:179 cm

BMI: 24,03
 Resistance: 523
 Reaktance: 97

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	35	36	36	35,666667
10%	141	137	126	134,666667
30%	248	233	222	234,333333
50%	348	337	335	340
80%	458	500		479
100%	583			583
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	29	34	33	32
10%	190	184	173	182,333333
30%	257	232	222	237
50%	288	246	232	255,333333
80%	289	264		276,5
100%	310			310

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	362	362	297	391
8	336	336	263	410
12	326	326	260	376
16	309	309	248	377
20	303	303	238	385
24	293	293	227	407
28	293	293	224	411
32	284	284	226	407
36	298	298	217	382
40	309	309	225	396
44	316	316	217	377
48	316	316	218	412
52	312	312	220	412
56	309	309	211	458
60	307	307	202	458
64	311	311	206	416
68	322	322	201	458
72	324	324	198	500
76	330	330	203	500
80	322	322	201	500
84	321	321	195	500
88	309	309	202	500
92	320	320	185	500
96	321	321	200	500
100	324	324	202	500
104	348	348	202	500
108	369	369	186	500
112				
116				
120				
124				
128				
132				
136				
140				
144				
148				
152				
156				
160				
164				
168				
172				
176				
180				
184				
188				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
264	264	262	294	241
248	248	259	284	218
215	215	236	253	212
204	204	221	261	211
197	197	220	233	209
199	199	202	214	200
183	183	212	218	200
178	178	199	215	199
185	185	202	201	200
186	186	211	199	202
176	176	202	210	198
179	179	214	196	208
175	175	209	209	198
171	171	206	196	193
163	163	193	203	198
161	161	201	203	198
163	163	194	190	190
163	163	188	204	193
159	159	202	204	201
160	160	188	209	193
165	165	204	213	188
156	156	196	207	202
167	167	197	209	194
167	167	190	211	200
163	163	193	204	198
168	168	192	203	191
164	164	198	205	195
178	178	194	212	198
198	198	207	208	199
202	202	197	207	200
194	194	205	214	194
193	193	194	201	204
184	184	189	236	210
174	174	184	248	206
165	165	192	224	211
180	180	186	230	206
177	177	188	232	218
169	169	190	258	207
163	163	194	250	197
175	175	183	245	204
166	166	203	217	195
169	169	195	239	204
176	176	195	257	199
189	189	195	266	214
195	195	202	263	214
188	188	205	296	207
190	190	198	252	206

Geschl.: M Kürzel:FISM Geb.: 12.08.1976
 Gewicht: 66 kg
 Größe:176 cm

BMI: 21,31
 Resistance: 468
 Reaktance: 60

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	40	41	39	40	4,17536534
10%	168	157	148	157,666667	16,4578984
30%	583	541	541	555	57,9331942
50%	708	666		687	71,7118998
80%	708			708	73,9039666
100%	958			958	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	41	42	37	40	11,627907
10%	224	218	213	218,333333	63,4689922
30%	312	278	267	285,666667	83,0426357
50%	302	285		293,5	85,3197674
80%	266			266	77,3255814
100%	344			344	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	37	38	39	38	3,85786802
	223	221	260	234,666667	23,8240271
	708	708	708	708	71,8781726
	916	916		916	92,9949239
	916	916		916	92,9949239
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	33	31	31	31,6666667	9,50950951
	256	251	251	252,666667	75,8758759
	303	259	253	271,666667	81,5815816
	331	287		309	92,7927928
	355	312		333,5	100,15015

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	36	37	37	36,666667	3,82741823
10%	120	126	137	127,666667	13,3263744
30%	345	332	381	352,666667	36,8128045
50%	583	583		583	60,8559499
80%	833	708		770,5	80,4279749
100%	958			958	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	29	29	28	28,6666667	8,33333333
10%	233	229	237	233	67,7325581
30%	314	305	292	303,666667	88,2751938
50%	306	289		297,5	86,4825581
80%	299	290		294,5	85,6104651
100%	344			344	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	40	38	40	39,3333333	3,99323181
	184	177	164	175	17,7664975
	583	541	541	555	56,3451777
	750	791		770,5	78,2233503
	791	875		833	84,5685279
	985			985	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	37	38	37	37,3333333	11,2112112
	228	230	227	228,3333333	68,5685686
	309	282	267	286	85,8858859
	338	309		323,5	97,1471471
	361	313		337	101,201201
	333			333	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	35	36	40	37	3,86221294
10%	143	152	146	147	15,3444676
30%	458	500		479	50
50%	708	666	708	694	72,4425887
80%	958			958	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	28	28	30	28,6666667	8,33333333
10%	235	236	242	237,666667	69,0891473
30%	267	248		257,5	74,8546512
50%	313	272	258	281	81,6860465
80%	318			318	92,4418605

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	39	40	42	40,3333333	4,09475465
	206	239	234	226,3333333	22,9780034
	708	666	666	680	69,035533
	875	916		895,5	90,9137056
	958	1041		999,5	101,472081
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	37	38	38	37,6666667	11,3113113
	244	246	254	248	74,4744745
	337	286	261	294,666667	88,4884885
	315	279		297	89,1891892
	353	287		320	96,0960961

Geschl.: M Kürzel: FISM Geb.: 12.08.1976
 Gewicht: 66 kg
 Größe: 176 cm

BMI: 21,31
 Resistance: 468
 Reaktance: 60

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	30	31	30,3333333	5,20297313
10%	112	108	113	111	19,0394511
30%	381	349	348	359,333333	61,6352201
50%	458	458	458	458	78,5591767
80%	500	458		479	82,161235
100%	583			583	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	
1%	28	28	26	27,3333333	7,0995671
10%	243	224	224	230,333333	59,8268398
30%	293	272	258	274,333333	71,2554113
50%	320	286	260	288,666667	74,978355
80%	350	299		324,5	84,2857143
100%	385			385	100

50%MVC

Standard Sek.	50%MVC		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	382	306	416	290
8	458	306	353	257
12	427	273	349	238
16	416	271	338	235
20	373	251	330	220
24	347	250	313	216
28	349	246	277	226
32	338	249	290	222
36	354	240	309	200
40	399	227	270	198
44	423	217	254	209
48	386	227	262	214
52	389	207	244	213
56	356	224	229	211
60	320	212	230	214
64	306	220		
68	314	214		
72				
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				
132				
136				
140				

30%MVC

Standard Rms	30%MVC		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
330	334	270	323	
393	285	239	273	
379	281	249	241	
311	240	151	224	
241	228	174	212	
229	229	158	211	
163	219	124	199	
154	220	115	199	
179	216	119	191	
184	214	113	189	
226	210	136	188	
228	204	157	174	
253	219	126	170	
235	200	124	175	
289	183	156	182	
203	187	184	183	
224	185	171	178	
270	180	132	167	
264	173	125	175	
213	179	144	173	
278	192	149	166	
296	178	144	174	
367	188	153	173	
299	187	130	173	
320	193	139	174	
324	196	169	181	
319	185	190	211	
273	183	181	194	
255	173	187	193	
271	180	175	194	
260	180	187	201	
253	160	203	203	
254	161	192	213	
206	155	214	199	
284	180	214	215	

Geschl.:M Kürzel:FIS Geb.: 21.08.1972 BMI: 22,16
 Gewicht: 80 kg Resistance: 418
 Größe:190 cm Reaktance: 54

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	40	35	38	37,666667	9,14239482
10%	56	51	48	51,666667	12,5404531
30%	120	172	117	136,333333	33,0906149
50%	178	263	172	204,333333	49,5954693
80%	302	312	269	294,333333	71,4401294
100%	412			412	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	36	40	44	40	12,7795527
10%	141	150	110	133,666667	42,7050053
30%	207	225	176	202,666667	64,7497338
50%	237	258	234	243	77,6357827
80%	259	268	267	264,666667	84,5580405
100%	309			309	98,7220447

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	39	39	39	39	7,8
	98	97	94	96,3333333	19,2666667
	189	191	163	181	36,2
	299	281	285	288,3333333	57,6666667
	403			403	80,6
	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
	37	40	38	38,3333333	11,7948718
	203	209	205	205,666667	63,2820513
	273	278	278	276,3333333	85,025641
	314	297	268	293	90,1538462
	325			325	100
	309			309	95,0769231

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	40	40	37	39	9,46601942
10%	67	68	69	68	16,5048544
30%	120	121	123	121,3333333	29,4498382
50%	178	179	179	178,666667	43,3656958
80%	302	364		333	80,8252427
100%	412			412	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	36	40	44	40	12,7795527
10%	157	152	149	152,666667	48,7752929
30%	210	208	207	208,3333333	66,5601704
50%	237	238	226	233,666667	74,6538871
80%	262	259		260,5	83,2268371
100%	313			313	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	29	29	29	29	5,8
	58	55	56	56,3333333	11,2666667
	140	138	137	138,3333333	27,6666667
	234	242	220	232	46,4
	345	365		355	71
	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
	17	16	17	16,6666667	5,12820513
	158	158	154	156,666667	48,2051282
	273	264	268	268,3333333	82,5641026
	306	286	281	291	89,5384615
	336	303		319,5	98,3076923
	325			325	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	38	37	36	37	8,98058252
10%	52	53	52	52,3333333	12,7022654
30%	114	117	112	114,3333333	27,7508091
50%	172	184	212	189,3333333	45,9546926
80%	269	238		253,5	61,5291262
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	44	37	34	38,3333333	12,2470714
10%	110	109	105	108	34,5047923
30%	176	174	157	169	53,9936102
50%	189	181	189	186,3333333	59,5314164
80%	213	194		203,5	65,0159744

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	32	34	33	33	6,6
	88	86	85	86,3333333	17,2666667
	189	180	153	174	34,8
	380	386		383	76,6
	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
	25	25	25	25	7,69230769
	186	192	179	185,666667	57,1282051
	244	230	236	236,666667	72,8205128
	278	237		257,5	79,2307692
	260			260	80

Geschl.:M Kürzel:FIS Geb.: 21.08.1972 BMI: 22,16
 Gewicht: 80 kg Resistance: 418
 Größe:190 cm Reaktance: 54

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	43	45	44	44
10%	148	149	134	143,666667
30%	315	300	310	308,333333
50%	500	500	500	500
80%	500	625		562,5
100%	708			708
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	47	47	47	47
10%	240	248	222	236,666667
30%	283	269	265	272,333333
50%	315	278	266	286,333333
80%	310	278		294
100%	287			287

50%MVC

Standard	Rms	Turns	Kälte	Rms	Turns
4	408	290	500	209	
8	388	255	541	184	
12	388	236	500	185	
16	350	229	500	175	
20	349	214	458	171	
24	353	208	458	169	
28	321	207	458	180	
32	321	212	458	171	
36	336	212	458	177	
40	355	198	416	175	
44	329	207	416	175	
48	360	189	458	196	
52	361	181	458	185	
56	355	207			
60					
64					
68					
72					
76					
80					
84					
88					
92					
96					
100					
104					
108					
112					
116					
120					
124					
128					
132					
136					

30%MVC

Standard	Turns	Kälte	Rms	Turns	Rms	Turns
339	259	4	378	208		
253	242	8	332	192		
259	212	12	305	181		
202	204	16	259	162		
198	200	20	241	163		
189	205	24	194	180		
189	202	28	192	170		
192	200	32	201	173		
182	196	36	214	172		
196	204	40	211	167		
220	206	44	192	169		
187	192	48	197	168		
218	191	52	204	172		
265	175	56	169	170		
229	179	60	160	166		
258	181	64	163	171		
236	171	68	179	171		
218	172	72	189	166		
296	179	76	186	160		
292	159	80	186	154		
259	160	84	203	149		
269	162	88	197	155		
268	154	92	221	155		
274	162	96	224	155		
237	159	100	221	156		
281	175	104	223	154		
318	166	108	241	148		
328	171	112	231	157		
296	166	116	262	155		
274	173	120	274	159		
			245	149		
			200	155		
			261	149		
			279	143		

Geschl.:M Kürzel: HOE Geb.: 26.06.1973 BMI: 22,84
 Gewicht: 74 kg Resistance: 477
 Größe:180 cm Reaktance: 54

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	37	37	38	37,3333333	7,46666667
10%	88	77	75	80	16
30%	103	94	107	101,333333	20,2666667
50%	151	148		149,5	29,9
80%	281	297		289	57,8
100%	416	416		416	83,2
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	46	46	50	47,3333333	14,3434343
10%	194	177	183	184,666667	55,959596
30%	217	222	226	221,666667	67,1717172
50%	254	250		252	76,3636364
80%	296	285		290,5	88,030303
100%	309	292		300,5	91,0606061

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	38	36	38	37,3333333	6,90080099
	82	86	88	85,3333333	15,7732594
	240	212	210	220,666667	40,788663
	234	237		235,5	43,5304991
	421	708		564,5	104,343808
	541			541	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	47	48	47	47,3333333	15,7777778
	179	170	182	177	59
	264	255	246	255	85
	300	289		294,5	98,1666667
	292	268		280	93,3333333
	266			266	88,6666667

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	35	34	35	34,6666667	6,93333333
10%	79	86	77	80,6666667	16,1333333
30%	107	112	112	110,333333	22,0666667
50%	151	175		163	32,6
80%	307	340		323,5	64,7
100%	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	42	35	39	38,6666667	11,7171717
10%	178	175	173	175,333333	53,1313131
30%	221	225	233	226,333333	68,5858586
50%	261	283		272	82,4242424
80%	303	286		294,5	89,2424242
100%	330			330	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	37	37	37	37	6,83918669
	82	101	96	93	17,1903882
	197	155	162	171,333333	31,6697474
	262	258		260	48,0591497
	404			404	74,676525
	541			541	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	45	47	39	43,6666667	14,5555556
	179	193	187	186,333333	62,1111111
	244	251	245	246,666667	82,2222222
	285	282		283,5	94,5
	291			291	97
	300			300	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	31	30	30	30,3333333	6,06666667
10%	109	90	88	95,6666667	19,1333333
30%	122	108	106	112	22,4
50%	215	212		213,5	42,7
80%	408	376		392	78,4
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	24	23	24	23,6666667	7,17171717
10%	203	199	184	195,333333	59,1919192
30%	219	214	219	217,333333	65,8585859
50%	244	255		249,5	75,6060606
80%	294	265		279,5	84,6969697

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	36	37	39	37,3333333	6,90080099
	87	87	80	84,6666667	15,650308
	119	103	118	113,333333	20,9488601
	152	136		144	26,6173752
	306	387		346,5	64,0480591
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	40	43	38	40,3333333	13,4444444
	189	175	178	180,666667	60,2222222
	216	211	210	212,333333	70,7777778
	253	227		240	80
	292	267		279,5	93,1666667

Geschl.:M Kürzel:KAA Geb.: 10.10.1966 BMI: 22,92
 Gewicht: 76 kg Resistance: 364
 Größe:182 cm Reaktance: 22

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%		Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	33	36	34,3333333	5,88907947	1%	36	36	36	36	5,08474576
10%	114	111	113	112,666667	19,3253288	10%	103	100	95	99,3333333	14,0301318
30%	169	174	173	172	29,5025729	30%	191	195	203	196,333333	27,7306968
50%	397	356	397	383,333333	65,7518582	50%	333	264	253	283,333333	40,0188324
80%	625			625	107,204117	80%	458	583		520,5	73,5169492
100%	708			708	121,440823	100%	708			708	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%		Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	23	22	35	26,6666667	7,57575758	1%	28	27	29	28	7,75623269
10%	222	224	215	220,333333	62,594697	10%	191	187	190	189,333333	52,4469067
30%	242	236	238	238,666667	67,8030303	30%	249	234	248	243,666667	67,4976916
50%	298	271	262	277	78,6931818	50%	267	245	258	256,666667	71,0987996
80%	325			325	92,3295455	80%	296	285		290,5	80,4709141
100%	338			338	96,0227273	100%	361			361	100

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%		Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	31	32	31	5,31732419		32	33	33	32,6666667	4,61393597
10%	97	102	97	98,6666667	16,9239565		109	107	116	110,666667	15,6308851
30%	163	153	156	157,333333	26,9868496		204	193	181	192,666667	27,212806
50%	231	213	197	213,666667	36,649514		367	335	380	360,666667	50,9416196
80%	558	500		529	90,7375643		666	666		666	94,0677966
100%	583			583	100		708			708	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%		Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	20	22	23	21,6666667	6,15530303		29	27	28	28	7,75623269
10%	232	235	231	232,666667	66,0984848		196	194	207	199	55,1246537
30%	259	253	248	253,333333	71,969697		246	236	241	241	66,7590028
50%	295	280	268	281	79,8295455		284	274	271	276,333333	76,5466297
80%	339	312		325,5	92,4715909		344	313		328,5	90,9972299
100%	352			352	100		361			361	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%		Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	30	30	30	30	5,1457976	1%	34	34	34	34	4,80225989
10%	103	96	100	99,6666667	17,0954831	10%	103	111	110	108	15,2542373
30%	138	132	135	135	23,1560892	30%	197	180	170	182,333333	25,7532957
50%	227	192	212	210,333333	36,0777587	50%	384	401	348	377,666667	53,3427495
80%	458	500		479	82,161235	80%	666	625		645,5	91,1723164
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%		Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	17	17	16	16,6666667	4,73484848	1%	29	32	29	30	8,31024931
10%	224	232	222	226	64,2045455	10%	224	224	224	224	62,0498615
30%	261	248	253	254	72,1590909	30%	251	255	248	251,333333	69,621422
50%	297	282	266	281,666667	80,0189394	50%	296	281	272	283	78,3933518
80%	342	303		322,5	91,6193182	80%	340	321		330,5	91,5512465

Geschl.:M Kürzel:KAA Geb.: 10.10.1966 BMI: 22,92
 Gewicht: 76 kg Resistance: 364
 Größe:182 cm Reaktance: 22

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	35	35	36	35,3333333
10%	126	126	112	121,3333333
30%	205	194	196	198,3333333
50%	380	258	261	299,6666667
80%	500	500		500
100%	666			666
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	31	31	33	31,6666667
10%	207	204	193	201,3333333
30%	241	239	232	237,3333333
50%	279	261	248	262,6666667
80%	255	309		282
100%	311			311

50%MVC

30%MVC

Standard Sek.	50%MVC		Kälte		30%MVC		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns	Rms	Turns	Rms	Turns
4	307	270	199	266	125	189	208	253
8	321	280	207	258	129	245	212	236
12	336	262	174	253	121	230	200	227
16	228	241	156	246	121	230	201	220
20	195	223	170	249	121	231	200	221
24	175	234	181	255	138	233	184	210
28	199	244	216	254	146	235	210	210
32	221	232	234	246	147	234	232	221
36	248	231	184	232	149	236	232	222
40	245	225	187	230	190	239	232	224
44	255	232	178	241	148	225	213	211
48	256	235	213	248	145	223	254	204
52	300	237	214	228	125	219	219	219
56	282	235	208	253	129	224	245	211
60	266	221	208	228	128	212	217	198
64	297	226	215	232	132	212	211	206
68	280	218	219	237	137	215	192	202
72	307	221	229	248	140	209	239	219
76	294	202	235	231	140	241	193	205
80	325	214	245	247	127	213	189	207
84	255	203	232	250	149	209	270	226
88	301	205	223	239	142	203	238	212
92	354	211	233	241	126	206	276	221
96	362	199			139	212	228	214
100	336	195			162	224	238	219
104	297	196			125	204	261	213
108	261	181			130	209	210	209
112	261	195			150	219	282	219
116	267	197			137	202	369	223
120	350	198			134	203	269	220
124	315	205			144	207	340	215
128	301	198			127	203	293	226
132	329	192			149	210	305	216
136	375	203			137	200	285	199
140	326	184			140	208	300	202
144	310	184			143	204	235	217
148	290	200			139	199	213	201
152	268	196			122	211		
156	331	197			145	217		
160	370	205			158	217		
164	329	189			176	222		
168	382	200			164	215		
172	348	198			148	214		
176					148	206		
180					139	217		
184					144	198		

Geschl.:M Kürzel:KAIP Geb.: 02.03.1981 BMI: 22,15
 Gewicht: 64 kg Resistance: 469
 Größe:170 cm Reaktance: 104

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	40	40	39	39,6666667	3,07255358
10%	185	185	176	182	14,0975988
30%	311	316	321	316	24,4771495
50%	417	399	408	408	31,6034082
80%	625	541	583	583	45,1587916
100%	916		916	916	70,9527498
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	39	41	39	39,6666667	9,42201108
10%	255	240	240	245	58,1947743
30%	333	333	311	325,6666667	77,3555028
50%	370	352		361	85,7482185
80%	407	407		407	96,6745843
100%	446			446	105,938242

Standard

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	36	36	35	35,6666667	2,76271624
10%	110	111	110	110,3333333	8,5463465
30%	232	228	234	231,3333333	17,9189259
50%	333	351	348	344	26,6460108
80%	625	541	958	708	54,8412084
100%	1666	916		1291	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	42	43	42	42,3333333	10,0554236
10%	230	231	227	229,3333333	54,4734759
30%	375	366	354	365	86,6983373
50%	330	420	393	381	90,4988124
80%	407	407	361	391,6666667	93,0324624
100%	446	396		421	100

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	33	34	34	33,6666667	2,60779757
	112	105	107	108	8,36560806
	203	209	224	212	16,4213788
	245	414	458	372,3333333	28,840692
	666	708		687	53,2145624
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	40	40	43	41	9,73871734
	244	234	243	240,3333333	57,0863025
	347	344	343	344,6666667	81,8685669
	305	405	375	361,6666667	85,9065717
	472	408		440	104,513064

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	39	41	40	40
10%	58	55	53	55,3333333
30%	95	96	85	92
50%	137	118		127,5
80%	193	168		180,5
100%	322			322
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	44	42	42	42,6666667
10%	141	134	135	136,6666667
30%	222	214	214	216,6666667
50%	255	250		252,5
80%	296	274		285
100%	300			300

50%MVC

Standard

Standard Sek.	Rms	Turns	Kälte Rms	Turns
4	141	246	218	220
8	149	251	193	218
12	159	245	158	222
16	156	244	152	228
20	141	237	139	262
24	135	248	137	238
28	158	237	138	236
32	158	241	147	224
36	144	228	139	263
40	159	236	153	242
44	163	234	164	225
48	148	228	153	231
52			141	222
56			143	241
60			140	223
64			134	211
68				
72				
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				
132				
136				
140				
144				

30%MVC

Geschl.: M Kürzel: KAV Geb.: 19.01.1975 BMI: 21,93
 Gewicht: 87 kg Resistance: 358
 Größe: 191 cm Reaktance: 42

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	38	38	39	38,3333333
10%	57	58	57	57,3333333
30%	104	110	108	107,3333333
50%	178	164	171	171
80%	286	265		275,5
100%	541			541

	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mi
1%	32	29	32	31
10%	138	129	140	135,666667
30%	219	225	217	220,3333333
50%	265	258	253	258,666667
80%	278	261		269,5
100%	278			278

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	229	258	206	237
8	226	251	172	227
12	203	242	162	220
16	199	243	163	231
20	205	228	172	225
24	188	228	167	233
28	154	227	181	229
32	178	233	222	222
36	152	224	198	215
40	174	220	184	213
44	206	231		
48	174	219		
52				
56				
60				
64				
68				
72				
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				
132				
136				
140				
144				
148				
152				
156				
160				
164				
168				
172				
176				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	
165	254	110	231	
154	234	108	231	
130	229	108	216	
135	235	97	207	
129	223	87	205	
131	226	84	209	
130	224	74	209	
112	218	85	213	
126	223	82	203	
110	207	81	200	
103	215	87	196	
92	205	80	208	
102	212	84	205	
112	219	87	199	
110	214	84	211	
111	209	86	205	
106	210	86	208	
116	210	86	210	
120	211	91	208	
142	208	84	203	
136	202	82	198	
123	198	81	197	
112	195	83	195	
98	193	92	201	
105	199	89	209	
102	186	92	204	
113	190	103	204	
		93	190	
		96	193	
		101	200	
		99	191	
		96	194	
		90	190	
		87	190	
		88	191	
		112	202	
		85	188	
		95	190	
		91	195	
		88	193	
		84	189	
		83	179	
		82	177	
		83	195	

Geschlecht: M Kürzel: **KRE** Geb.: **14.08.1970**
 Gewicht: **75 kg**
 Größe: **178 cm**

BMI: **23,67**
 Resistance: **441**
 Reaktance: **46**

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	RMS_Mittel
1%	36	36	35	35,6666667
10%	120	123	119	120,6666667
30%	198	196	199	197,6666667
50%	299	300	298	299
80%	500	489		494,5
100%	666			666
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	31	30	32	31
10%	200	198	200	199,3333333
30%	239	255	251	248,3333333
50%	270	268	268	268,6666667
80%	298	300		299
100%	322			322

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	307	270	199	266
8	330	266	203	270
12	324	255	204	258
16	321	253	200	269
20	315	251	198	269
24	313	250	206	272
28	312	246	200	260
32	321	245	200	258
36	317	240	203	259
40	319	240	201	259
44	319	239	199	257
48	322	236	204	261
52	316	229	205	261
56	320	222	207	263
60	329	224	211	259
64	329	212	213	255
68	331	216	217	254
72	336	220	216	253
76	335	214	213	256
80	341	209	219	249
84	333	215	219	250
88	340	208	223	250
92	341	203	222	253
96	339	199	226	252
100	346	204	221	247
104	345	201	224	250
108	348	198	229	251
112			232	249
116			230	243
120			229	240
124			233	241
128				
132				
136				
140				
144				
148				
152				
156				
160				
164				
168				
172				
176				
180				
184				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
130	190	208	266	
132	191	213	260	
136	191	212	265	
133	190	205	259	
130	189	199	259	
129	191	199	260	
131	193	207	261	
133	196	204	257	
138	200	200	258	
136	197	202	258	
131	196	204	259	
129	199	207	259	
128	201	198	260	
130	200	201	257	
130	198	206	255	
135	198	209	261	
133	199	200	254	
141	200	199	250	
138	201	202	251	
139	198	200	249	
140	199	189	247	
136	203	200	245	
137	203	205	244	
141	204	208	247	
138	201	209	248	
139	200	211	248	
139	200	208	245	
136	205	203	243	
140	206	198	246	
143	207	211	238	
143	205	213	241	
142	203	202	237	
140	208	199	239	
139	211	200	233	
141	213	202	235	
147	212	200	232	
147	209	201	228	
145	211	199	229	
146	213	205	229	
144	213	214	225	
		213	220	
		211	214	
		206	222	
		206	216	
		207	218	
		215	210	

Geschl.:M Kürzel:LOE Geb.: 12.10.1973 BMI: 19,58
 Gewicht: 67 kg Resistance: 500
 Größe:185 cm Reaktance: 62

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	33	33	33	33	3,77142857
10%	143	125	117	128,333333	14,6666667
30%	336	363	338	345,666667	39,5047619
50%	340	380	424	381,333333	43,5809524
80%	625			625	71,4285714
100%	1083			1083	123,771429
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	45	47	42	44,6666667	13,8716356
10%	223	225	242	230	71,4285714
30%	264	277	269	270	83,8509317
50%	319	301	283	301	93,4782609
80%	358			358	111,180124
100%	331			331	102,795031

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	44	42	43	43	5,43615676
10%	122	110	114	115,333333	14,5806995
30%	224	220	220	221,333333	27,9814581
50%	308	315		311,5	39,380531
80%	583	625		604	76,3590392
100%	875			875	110,619469
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	45	45	45	45	13,6363636
10%	233	234	233	233,333333	70,7070707
30%	285	284	265	278	84,2424242
50%	305	297		301	91,2121212
80%	342	299		320,5	97,1212121
100%	303			303	91,8181818

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	31	32	32	31,6666667	3,61904762
10%	106	103	98	102,333333	11,6952381
30%	272	261	272	268,333333	30,6666667
50%	278	312	312	300,666667	34,3619048
80%	583			583	66,6285714
100%	875			875	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	34	39	36	36,3333333	11,2836439
10%	221	226	214	220,333333	68,426501
30%	280	277	272	276,333333	85,8178054
50%	308	282	279	289,666667	89,9585921
80%	321			321	99,689441
100%	322			322	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	37	37	37	37	4,67762326
10%	88	101	94	94,3333333	11,9258323
30%	213	219	236	222,666667	28,1500211
50%	416	458		437	55,2465234
80%	708			708	89,5069532
100%	791			791	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	31	34	33	32,6666667	9,8989899
10%	186	186	191	187,666667	56,8686869
30%	278	276	268	274	83,030303
50%	326	296		311	94,2424242
80%	330			330	100
100%	330			330	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	32	32	31	31,6666667	3,61904762
10%	108	104	96	102,666667	11,7333333
30%	258	250	268	258,666667	29,5619048
50%	399	367	418	394,666667	45,1047619
80%	750			750	85,7142857
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	36	38	36	36,6666667	11,3871636
10%	174	184	179	179	55,5900621
30%	197	204	201	200,666667	62,3188406
50%	247	239	233	239,666667	74,4306418
80%	247			247	76,7080745

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	34	33	33,6666667	4,25621576
10%	106	99	97	100,666667	12,7265065
30%	274	258	252	261,333333	33,0383481
50%	458	500		479	60,5562579
80%	750			750	94,8166877
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	31	31	29	30,3333333	9,19191919
10%	189	186	181	185,333333	56,1616162
30%	287	291	271	283	85,7575758
50%	325	299		312	94,5454545
80%	315			315	95,4545455

Geschl.:M Kürzel:MAY Geb.: 29.06.1972
 Gewicht: 74 kg
 Größe:179 cm

BMI: 23,09
 Resistance: 525
 Reaktance: 64

Versuch mit nicht ermüdender Muskularbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	32	34	34	33,3333333	5,33333333
10%	103	104	113	106,666667	17,0666667
30%	228	236	219	227,666667	36,4266667
50%	347	334	294	325	52
80%	416	458		437	69,92
100%	500			500	80
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	28	33	31	30,6666667	7,2327044
10%	234	244	225	234,333333	55,2672956
30%	305	285	279	289,666667	68,3176101
50%	368	344	319	343,666667	81,0534591
80%	425	344		384,5	90,6839623
100%	424			424	100

Standard

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	39	39	40	39,3333333	6,29333333
10%	111	108	102	107	17,12
30%	329	288	308	308,333333	49,3333333
50%	416	346	358	373,333333	59,7333333
80%	625			625	100
100%	625			625	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	47	44	52	47,6666667	11,2421384
10%	233	213	205	217	51,1792453
30%	300	272	262	278	65,5660377
50%	342	295	298	311,666667	73,5062893
80%	335			335	79,009434
100%	424			424	100

Kälte

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	40	40	41	40,3333333	8,06666667
10%	121	113	110	114,666667	22,9333333
30%	321	189	153	221	44,2
50%	458	458	379	431,666667	86,3333333
80%	458	500		479	95,8
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	50	48	51	49,6666667	11,7138365
10%	205	205	197	202,333333	47,7201258
30%	226	249	248	241	56,8396226
50%	283	237	243	254,333333	59,9842767
80%	284	261		272,5	64,2688679

Geschl.:M Kürzel:ZIL Geb.: 06.04.1975 BMI: 24,84
 Gewicht: 85 kg Resistance: 559
 Größe:185 cm Reaktance: 70

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%					0
10%	48	48	49	48,3333333	9,66666667
30%	108	97	97	100,666667	20,1333333
50%	187	146	146	159,666667	31,9333333
80%	332	372		352	70,4
100%	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%					0
10%	147	146	142	145	43,2835821
30%	204	201	201	202	60,2985075
50%	254	253	246	251	74,9253731
80%	281	299		290	86,5671642
100%	325			325	97,0149254

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	37	36	35	36	4,55120101
	75	80	81	78,6666667	9,94521702
	161	167	169	165,666667	20,9439528
	291	257		274	34,6396966
	500	500		500	63,2111252
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	29	30	30	29,6666667	7,82761653
	182	184	182	182,666667	48,1970097
	242	244	237	241	63,5883905
	300	305		302,5	79,8153034
	348	347		347,5	91,6886544

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	16	16	16	16	3,2
10%	42	43	41	42	8,4
30%	103	111	95	103	20,6
50%	202	163	192	185,666667	37,1333333
80%	400			400	80
100%	500			500	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	22	22	22	22	6,56716418
10%	136	136	134	135,333333	40,39801
30%	216	213	214	214,333333	63,9800995
50%	266	288	273	275,666667	82,2885572
80%	303			303	90,4477612
100%	335			335	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	35	35	36	35,3333333	4,46691951
	67	64	61	64	8,09102402
	137	131	131	133	16,8141593
	252	252		252	31,8584071
	625	708		666,5	84,2604298
	791			791	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	25	26	27	26	6,86015831
	169	167	160	165,333333	43,6235708
	222	215	220	219	57,7836412
	298	309		303,5	80,0791557
	400	350		375	98,944591
	379			379	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	14	14	14	14	2,8
10%	43	44	45	44	8,8
30%	101	88	81	90	18
50%	162	125	137	141,333333	28,2666667
80%	256	320		288	57,6
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Tums-Mittel	Turns%
1%	20	20	20	20	5,97014925
10%	145	147	150	147,333333	43,9800995
30%	221	234	235	230	68,6567164
50%	210	244	233	229	68,358209
80%	267	269		268	80

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	35	35	36	35,3333333	4,46691951
	61	65	69	65	8,21744627
	163	165	153	160,333333	20,2697008
	251	229		240	30,3413401
	541	500		520,5	65,8027813
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	25	26	27	26	6,86015831
	174	170	173	172,333333	45,4705365
	223	223	222	222,666667	58,7510994
	270	299		284,5	75,0659631
	349	311		330	87,0712401

Geschl.:M Kürzel:ZIL Geb.: 06.04.1975 BMI: 24,84
 Gewicht: 85 kg Resistance: 559
 Größe:185 cm Reaktance: 70

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	39	39	39	39
10%	144	159	150	151
30%	289	296	278	287,666667
50%	416	428	425	423
80%	500	541		520,5
100%	708			708
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	40	39	39	39,3333333
10%	209	208	206	207,666667
30%	266	250	240	252
50%	297	289	276	287,333333
80%	349	325		337
100%	381			381

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	301	306	362	202
8	316	310	500	253
12	345	283	500	251
16	293	289	458	248
20	300	285	583	237
24	311	286	541	242
28	270	301	583	230
32	310	286	409	240
36	322	282	458	244
40	302	286	500	225
44	330	271	458	231
48	362	272	458	231
52	332	269	416	232
56	387	271	541	222
60	356	249	500	224
64			458	224
68			416	234
72				
76				
80				
84				
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				
132				
136				
140				
144				
148				
152				
156				
160				
164				
168				
172				
176				
180				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	Rms
321	259	351	232	
348	273	276	246	
294	263	349	233	
296	275	272	227	
312	271	327	213	
234	254	320	220	
213	263	226	226	
204	259	236	227	
167	255	276	210	
180	257	311	219	
160	258	293	198	
160	274	213	218	
155	258	287	189	
157	266	245	194	
174	259	301	195	
168	261	303	184	
174	247	268	197	
166	246	337	192	
180	260	254	191	
179	258	265	186	
186	252	255	187	
209	248	176	193	
222	246	207	195	
183	246	251	189	
190	250	245	191	
214	238	260	177	
274	243	191	193	
316	238	182	187	
294	247	208	191	
233	239	288	192	
209	231	264	181	
227	228	236	199	
248	228	232	186	
346	235	226	185	
358	224	215	184	
249	219	240	188	
238	225	228	184	
325	225	229	186	
333	223	264	190	
365	211	197	190	
365	214	205	203	
346	207	257	193	
197	223	260	185	
344	213	307	190	
302	220	203	205	

Geschl.:M Kürzel:SCHL Geb.: 12.02.1970
 Gewicht: 71 kg
 Größe:176 cm

BMI: 22,92
 Resistance: 469
 Reaktance: 69

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	42	40	41	41	9,95145631
10%	82	81	79	80,6666667	19,579288
30%	209	201	200	203,3333333	49,3527508
50%	247	266		256,5	62,2572816
80%	380			380	92,2330097
100%	326			326	79,1262136
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	44	41	39	41,33333333	12,6789366
10%	185	177	184	182	55,8282209
30%	275	282	253	270	82,8220859
50%	310	293		301,5	92,4846626
80%	183			183	56,1349693
100%	322			322	98,7730061

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%		Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	37	35	35	35,6666667	11,6557734	1%	39	38	38	38,33333333	9,30420712
10%	53	54	55	54	17,6470588	10%	85	74	71	76,6666667	18,6084142
30%	115	105	95	105	34,3137255	30%	144	131	104	126,3333333	30,6634304
50%	141	119	106	122	39,869281	50%	198	195		196,5	47,6941748
80%	210			210	68,627451	80%	269	306		287,5	69,7815534
100%	306			306	100	100%	412			412	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%		Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	23	27	25	25	8,44594595	1%	37	38	36	37	11,3496933
10%	129	131	134	131,3333333	44,3693694	10%	196	184	182	187,3333333	57,4642127
30%	228	228	227	227,6666667	76,9144144	30%	249	225	208	227,3333333	69,7341513
50%	276	248	259	261	88,1756757	50%	253	266		259,5	79,601227
80%	276			276	93,2432432	80%	291	274		282,5	86,6564417
100%	296			296	100	100%	326			326	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%		Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	35	34	34	34,33333333	11,2200436	1%	41	41	40	40,6666667	9,87055016
10%	66	58	55	59,6666667	19,4989107	10%	68	66	65	66,33333333	16,1003236
30%	124	118	97	113	36,9281046	30%	149	123	98	123,3333333	29,9352751
50%	201	228		214,5	70,0980392	50%	187	218		202,5	49,1504854
80%	339			339	110,784314	80%	316			316	76,6990291
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%		Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	29	29	30	29,33333333	9,90990991	1%	42	38	38	39,33333333	12,0654397
10%	170	168	162	166,6666667	56,3063063	10%	176	170	169	171,6666667	52,6584867
30%	227	207	213	215,6666667	72,8603604	30%	256	228	206	230	70,5521472
50%	247	239		243	82,0945946	50%	257	242		249,5	76,5337423
80%	269			269	90,8783784	80%	308			308	94,4785276

Geschl.:M Kürzel:BAU Geb.: 07.12.1970 BMI: 22,53
Gewicht: 73 kg Resistance: 406
Größe:180 cm Reaktance: 56

Versuch mit ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmversuch

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel
1%	43	43	42	42,6666667
10%	180	146	128	151,3333333
30%	247	261	264	257,3333333
50%	418	500	458	458,6666667
80%	750			750
100%	791			791
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel
1%	41	41	40	40,6666667
10%	244	227	228	233
30%	269	271	268	269,3333333
50%	334	314	302	316,6666667
80%	371			371
100%	376			376

50%MVC

Standard Sek.	Standard		Kälte	
	Rms	Turns	Rms	Turns
4	213	160	174	163
8	324	289	345	267
12	366	285	330	261
16	332	278	351	245
20	337	270	317	241
24	318	283	300	233
28	338	267	326	254
32	406	262	336	249
36	333	269	320	233
40	324	272	356	235
44	398	274	316	231
48	416	257	344	235
52	458	242	351	228
56	500	237	309	227
60	458	250	295	227
64	500	237	349	227
68			293	226
72			287	214
76			291	221
80			339	228
84			329	228
88				
92				
96				
100				
104				
108				
112				
116				
120				
124				
128				
132				
136				
140				
144				
148				
152				
156				
160				
164				
168				
172				
176				
180				

30%MVC

Standard Rms	Standard		Kälte	
	Turns	Rms	Turns	
205	191	233	255	
268	273	221	232	
276	270	222	240	
316	266	207	231	
281	244	191	231	
249	256	208	224	
282	247	186	229	
233	243	168	217	
222	231	176	218	
215	236	161	233	
245	247	157	218	
244	228	195	215	
253	242	157	216	
277	227	194	208	
207	227	185	208	
319	224	180	203	
264	228	158	184	
262	224	161	194	
275	230	183	192	
321	225	166	188	
337	209	163	191	
289	215	180	207	
362	222	171	202	
299	208	194	196	
311	210	165	190	
367	218	159	194	
384	216	168	187	
383	232	156	181	
239	231	154	196	
325	230	167	196	
416	227	215	203	
406	223	217	208	
354	221	183	201	
		168	205	
		181	190	
		195	199	
		182	196	
		216	200	
		219	219	
		230	222	
		209	214	
		204	221	
		202	193	
		205	227	
		190	205	

Geschl.:M Kürzel:GOT Geb.: 03.12.1968 BMI: 23,50
 Gewicht: 77 kg Resistance:372
 Größe:181 cm Reaktance: 45

Versuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Kontrollversuch mit nicht ermüdender Muskelarbeit

Aufwärmphase

Aufwärmphase

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	38	37	34	36,3333333	4,15238095
10%	112	116	119	115,6666667	13,2190476
30%	248	264	243	251,6666667	28,7619048
50%	708	750		729	83,3142857
80%	791			791	90,4
100%	875			875	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	38	39	36	37,6666667	11,0459433
10%	205	204	212	207	60,7038123
30%	249	241	254	248	72,7272727
50%	291	266		278,5	81,6715543
80%	307			307	90,0293255
100%	325			325	95,3079179

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	38	37	39	38	4,80404551
	103	115	116	111,3333333	14,0750105
	354	375	394	374,3333333	47,3240624
	500	583	583	555,3333333	70,2064897
	750	750		750	94,8166877
	791			791	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	47	47	45	46,3333333	13,5082604
	167	200	200	189	55,1020408
	253	234	225	237,3333333	69,1933916
	308	271	252	277	80,7580175
	330	300		315	91,8367347
	343			343	100

Standard

Standard 1

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	34	33	33,6666667	3,84761905
10%	110	107	110	109	12,4571429
30%	299	323	327	316,3333333	36,152381
50%	415	458		436,5	49,8857143
80%	708	833		770,5	88,0571429
100%	875			875	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	30	33	34	32,3333333	9,48191593
10%	225	223	222	223,3333333	65,4936461
30%	261	267	247	258,3333333	75,7575758
50%	339	285		312	91,4956012
80%	348	302		325	95,3079179
100%	341			341	100

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
	33	32	31	32	4,04551201
	128	126	122	125,3333333	15,844922
	335	374	365	358	45,2591656
	458	458	458	458	57,9013906
	708			708	89,5069532
	791			791	100
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
	28	25	24	25,6666667	7,4829932
	210	210	206	208,6666667	60,8357629
	272	262	249	261	76,0932945
	281	264	253	266	77,5510204
	300			300	87,4635569
	343			343	100

Kälte

Standard 2

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	34	34	33	33,6666667	3,84761905
10%	95	118	120	111	12,6857143
30%	250	224	207	227	25,9428571
50%	458	416		437	49,9428571
80%	583	625		604	69,0285714
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	36	35	30	33,6666667	9,87292278
10%	213	220	210	214,3333333	62,85435
30%	238	226	218	227,3333333	66,6666667
50%	238	232		235	68,914956
80%	250	210		230	67,4486804

	Rms-1	Rms-2	Rms-3	Rms-Mittel	Rms%
1%	32	32	32	32	4,04551201
10%	72	76	75	74,3333333	9,39738727
30%	209	190	182	193,6666667	24,4837758
50%	326	370	346	347,3333333	43,9106616
80%	500	541		520,5	65,8027813
100%					
	Turns-1	Turns-2	Turns-3	Turns-Mittel	Turns%
1%	25	25	24	24,6666667	7,19144801
10%	218	209	198	208,3333333	60,7385811
30%	285	250	252	262,3333333	76,4820214
50%	314	284	270	289,3333333	84,3537415
80%	348	297		322,5	94,0233236

7.2 Wilcoxon-Test für paarige Stichproben

7.2.1 Auswertung Turns

Male	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1		
Std	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1					
1%	0,026	0,240	0,117	0,187	0,043	0,092	0,075	0,072	0,084	0,128	0,117	0,066	0,062	0,112	0,037	0,113	0,095	0,134	0,083					
10%	0,555	0,527	0,711	0,605	0,648	0,627	0,626	0,622	0,444	0,488	0,531	0,404	0,661	0,512	0,598	0,684	0,655	0,786	0,677					
30%	0,721	0,740	0,870	0,843	0,819	0,792	0,756	0,687	0,769	0,666	0,686	0,640	0,720	0,656	0,679	0,858	0,758	0,854	0,883					
50%	0,793	0,855	0,938	0,893	0,897	0,848	0,772	0,693	0,882	0,747	0,824	0,823	0,798	0,735	0,881	0,900	0,915	0,843	0,865					
80%	0,894	0,958	1,012	0,968	1,000	0,936	0,832	0,834	0,932	0,832	0,892	0,904	0,925	0,790	0,966	0,997	0,953	0,833	0,856					
Kalt	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1					
1%	0,031	0,303	0,110	0,202	0,036	0,073	0,079	0,090	0,099	0,122	0,072	0,060	0,047	0,117	0,035	0,114	0,099	0,137	0,083					
10%	0,414	0,537	0,637	0,628	0,579	0,629	0,789	0,481	0,563	0,345	0,592	0,440	0,642	0,477	0,497	0,556	0,629	0,677	0,691					
30%	0,630	0,739	0,787	0,754	0,659	0,735	0,848	0,523	0,729	0,540	0,659	0,687	0,722	0,568	0,592	0,623	0,667	0,699	0,749					
50%	0,750	0,810	0,838	0,791	0,728	0,890	0,866	0,664	0,821	0,595	0,756	0,684	0,800	0,600	0,688	0,744	0,689	0,798	0,817					
80%	0,813	0,891	1,038	0,813	0,863	0,948	1,054	0,765	0,909	0,650	0,847	0,800	0,916	0,643	0,783	0,767	0,674	0,797	0,924					
Warm	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1					
1%	0,029	0,167	0,090	0,166	0,040	0,085	0,065	0,060	0,079	0,117	0,087	0,072	0,044	0,098	0,031	0,101	0,090	0,126	0,076					
10%	0,468	0,620	0,700	0,667	0,798	0,641	0,584	0,533	0,577	0,487	0,628	0,471	0,652	0,562	0,563	0,660	0,717	0,729	0,791					
30%	0,704	0,700	0,953	0,825	0,906	0,815	0,809	0,580	0,839	0,711	0,764	0,743	0,775	0,747	0,700	0,831	0,869	0,915	0,905					
50%	0,807	0,927	0,987	0,872	0,993	0,835	0,851	0,791	0,910	0,789	0,895	0,932	0,868	0,761	0,872	0,933	0,843	1,021	0,968					
80%	0,854	0,945	1,107	0,893	1,074	0,854	0,995	0,922	1,071	0,856	0,998	1,006	0,936	0,769	0,949	0,995	0,938	1,113	1,051					

Kalt-Standard

Differenz	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1	n	Summe Pos	Summe Neg
0%	0,00	0,06	-0,01	0,01	-0,01	-0,02	0,00	0,02	0,01	-0,01	-0,05	-0,01	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	15	96	93
10%	-0,14	0,01	-0,07	0,02	-0,07	0,00	0,16	-0,14	0,12	-0,14	0,06	0,04	-0,02	-0,03	-0,10	-0,13	-0,03	-0,11	0,01	15	61	129
30%	-0,09	0,00	-0,08	-0,09	-0,16	-0,06	0,09	-0,16	-0,04	-0,13	-0,03	0,05	0,00	-0,09	-0,09	-0,23	-0,09	-0,16	-0,13	15	20	170
50%	-0,04	-0,04	-0,10	-0,10	-0,17	0,04	0,09	-0,03	-0,06	-0,15	-0,07	-0,14	0,00	-0,14	-0,19	-0,16	-0,23	-0,05	-0,05	15	14	176
80%	-0,08	-0,07	0,03	-0,16	-0,14	0,01	0,22	-0,07	-0,02	-0,18	-0,05	-0,10	-0,01	-0,15	-0,18	-0,23	-0,28	-0,04	0,07	15	31	159

Warm-Kalt

Differenz	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1	n	Summe Pos	Summe Neg
0%	0,00	-0,14	-0,02	-0,04	0,00	0,01	-0,01	-0,03	-0,02	-0,01	0,02	0,01	0,00	-0,02	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	15	36	154
10%	0,05	0,08	0,06	0,04	0,22	0,01	-0,21	0,05	0,01	0,14	0,04	0,03	0,01	0,08	0,07	0,10	0,09	0,05	0,10	15	172	18
30%	0,07	-0,04	0,17	0,07	0,25	0,08	-0,04	0,06	0,11	0,17	0,11	0,06	0,05	0,18	0,11	0,21	0,20	0,22	0,16	15	187	3
50%	0,06	0,12	0,15	0,08	0,27	-0,05	-0,02	0,13	0,09	0,19	0,14	0,25	0,07	0,16	0,18	0,19	0,15	0,22	0,15	15	187	3
80%	0,04	0,05	0,07	0,08	0,21	-0,09	-0,06	0,16	0,16	0,21	0,15	0,21	0,02	0,13	0,17	0,23	0,26	0,32	0,13	15	179	11

7.2.2 Auswertung RMS

male										1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Std	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1		schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1
0%	0,072	0,119	0,089	0,107	0,051	0,062	0,059	0,045		0,117	0,095	0,069	0,032	0,053	0,063	0,034	0,036	0,038	0,047	0,038
10%	0,216	0,179	0,169	0,149	0,128	0,154	0,174	0,404		0,176	0,165	0,161	0,084	0,169	0,171	0,156	0,117	0,125	0,151	0,133
30%	0,455	0,245	0,329	0,273	0,267	0,283	0,445	0,615		0,343	0,294	0,221	0,206	0,270	0,493	0,320	0,307	0,362	0,367	0,368
50%	0,497	0,335	0,525	0,431	0,437	0,405	0,706	0,581		0,399	0,434	0,326	0,371	0,366	0,597	0,504	0,344	0,499	0,471	0,609
80%	0,713	0,656	0,847	0,916	0,643	0,572	0,767	1,000		0,686	0,808	0,647	0,800	0,907	1,000	0,750	0,666	0,881	0,932	0,804
Kalt	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1		schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1
0%	0,075	0,123	0,085	0,106	0,054	0,058	0,063	0,050		0,112	0,090	0,061	0,028	0,051	0,065	0,036	0,036	0,038	0,050	0,039
10%	0,137	0,223	0,146	0,167	0,128	0,133	0,264	0,454		0,195	0,127	0,191	0,088	0,171	0,183	0,208	0,117	0,127	0,247	0,153
30%	0,276	0,276	0,291	0,365	0,267	0,192	0,532	0,656		0,369	0,278	0,224	0,180	0,232	0,354	0,456	0,296	0,259	0,336	0,500
50%	0,402	0,419	0,396	0,713	0,405	0,306	0,643	0,557		0,701	0,460	0,427	0,283	0,361	0,691	0,725	0,451	0,499	0,546	0,724
80%	0,703	0,728	0,740	0,916	0,636	0,474	0,735	0,625		1,108	0,615	0,784	0,576	0,822	0,766	1,150	0,857	0,690	0,773	1,000
Warm	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1		schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1
0%	0,075	0,099	0,080	0,095	0,051	0,058	0,057	0,044		0,102	0,085	0,065	0,036	0,051	0,063	0,035	0,035	0,037	0,046	0,037
10%	0,161	0,171	0,162	0,179	0,121	0,140	0,166	0,266		0,174	0,148	0,159	0,084	0,160	0,120	0,169	0,158	0,127	0,115	0,136
30%	0,322	0,211	0,324	0,327	0,235	0,265	0,484	0,435		0,382	0,342	0,194	0,197	0,249	0,256	0,489	0,375	0,324	0,217	0,522
50%	0,430	0,302	0,538	0,503	0,336	0,334	0,702	0,420		0,572	0,617	0,379	0,328	0,440	0,492	0,776	0,455	0,714	0,350	0,623
80%	0,617	0,385	0,744	0,850	0,641	0,571	0,795	0,751		0,902	0,755	0,695	0,720	0,678	0,866	0,900	0,928	0,809	0,421	0,782

Kalt-Standard

Differenz	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1	n	Summe Pos	Summe Neg
0%	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	86	101
10%	-0,08	0,04	-0,02	0,02	0,00	-0,02	0,09	0,05	0,02	-0,04	0,03	0,00	0,00	0,01	0,05	0,00	0,00	0,10	0,02	0,02	138	51
30%	-0,18	0,03	-0,04	0,09	0,00	-0,09	0,09	0,04	0,03	-0,02	0,00	-0,03	-0,04	-0,14	0,14	-0,01	-0,10	-0,03	0,13	0,13	85	105
50%	-0,09	0,08	-0,13	0,28	-0,03	-0,10	-0,06	-0,02	0,30	0,03	0,10	-0,09	-0,01	0,09	0,22	0,11	0,00	0,08	0,12	0,20	126	64
80%	-0,01	0,07	-0,11	0,00	-0,01	-0,10	-0,03	-0,38	0,42	-0,19	0,14	-0,22	-0,09	-0,23	0,40	0,19	-0,19	-0,16	0,20	0,20	77	112
Rang	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1	n	Summe Pos	Summe Neg
0%	10	13	11	4	8	14	15	17	16	18	19	12	7	6	5	1,5	1,5	9	3	8	86	101
10%	17	14	11	7	1	10	18	15	8	13	12	5	3	6	16	2	4	19	9	9	138	51
30%	19	7	9	14	1	13	12	11	6	4	2	5	10	18	17	3	15	8	16	16	85	105
50%	11	8	16	18	5	12	6	3	19	4	13	9	2	10	17	14	1	7	15	15	126	64
80%	3	5	8	1	2	7	4	17	19	13	9	15	6	16	18	12	11	10	14	14	77	112

Warm-Kalt

Differenz	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1	n	Summe Pos	Summe Neg
0%	0,00	-0,02	-0,01	-0,01	0,00	0,00	-0,01	-0,01	-0,01	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	27	160
10%	0,02	-0,05	0,02	0,01	-0,01	0,01	-0,10	-0,19	-0,02	0,02	-0,03	0,00	-0,01	-0,06	-0,04	0,04	0,00	-0,13	-0,02	0,02	53	137
30%	0,05	-0,06	0,03	-0,04	-0,03	0,07	-0,05	-0,22	0,01	0,06	-0,03	0,02	0,02	-0,10	0,03	0,08	0,06	-0,12	0,02	0,02	91	99
50%	0,03	-0,12	0,14	-0,21	-0,07	0,03	0,06	-0,14	-0,13	0,16	-0,05	0,05	0,08	-0,20	0,05	0,00	0,21	-0,20	-0,10	0,21	80	110
80%	-0,09	-0,34	0,00	-0,07	0,01	0,10	0,06	0,13	-0,21	0,14	-0,09	0,14	-0,14	0,10	-0,25	0,07	0,12	-0,35	-0,22	0,22	74	116
Rang	kle1	ull1	jos1	cam1	neu1	kai1	and1	dauj1	schl1	fis1	hoe1	zil1	kaa1	may1	bra1	loe1	got1	daf1	fim1	n	Summe Pos	Summe Neg
0%	1,5	19	15	18	9	1,5	14	13	17	12	11	16	4	7	3	5	6	10	8	8	27	160
10%	11	15	7	6	3	4	17	19	9	10	12	2	5	16	13	14	1	18	8	8	53	137
30%	10	14	7	9	6	15	11	19	1	12	5	2	3	17	8	16	13	18	4	4	91	99
50%	2	11	14	18	8	3	7	13	12	15	5	4	9	17	6	1	19	16	10	10	80	110
80%	6	18	1	4	2	8	3	11	15	12	7	13	14	9	17	5	10	19	16	16	74	116

7.2.3 Makro zur Auswertung des Wilcoxon Tests für paarige Stichproben

```
Function minBiggerAbsVal(y As Integer, x As Integer,
lastVal As Double)
    Dim absVal As Double
    Dim posX As Integer

    minBiggerAbsVal = 1E+50
    posX = x
    Do While Not IsEmpty(Cells(y, posX))
        absVal = Abs(Cells(y, posX).Value)
        If (absVal > lastVal) And (absVal < minBiggerAbsVal)
Then _
            minBiggerAbsVal = absVal
            posX = posX + 1
        Loop
    End Function
```

```
Function nrOfVal(y As Integer, x As Integer, val As
Double) As Integer
    Dim posX As Integer

    nrOfVal = 0
    posX = x
    Do While Not IsEmpty(Cells(y, posX))
        If Abs(Cells(y, posX)) = val Then nrOfVal = nrOfVal +
1
            posX = posX + 1
        Loop
    End Function
```

```

Sub setRank(yFm As Integer, x As Integer, yTo As Integer,
val As Double, _
            rank As Double)
    Dim posX As Integer

    posX = x
    Do While Not IsEmpty(Cells(yFm, posX))
        If Abs(Cells(yFm, posX)) = val Then Cells(yTo, posX) =
rank
        posX = posX + 1
    Loop

End Sub

```

```

Sub setSumPosNeg(yFm As Integer, x As Integer, yTo As
Integer, _
                posCol As Integer, negCol As Integer)
    Dim sumPos As Double
    Dim sumNeg As Double
    Dim posX As Integer

    sumPos = 0
    sumNeg = 0
    posX = x
    Do While Not IsEmpty(Cells(yFm, posX))
        If Cells(yFm, posX) > 0 Then sumPos = sumPos +
Cells(yTo, posX)
        If Cells(yFm, posX) < 0 Then sumNeg = sumNeg +
Cells(yTo, posX)
        posX = posX + 1
    Loop
    Cells(yTo, posCol) = sumPos
    Cells(yTo, negCol) = sumNeg

End Sub

```

```

Sub calc_Rank(yFm As Integer, x As Integer, yTo As
Integer)
    Dim minVal As Double
    Dim cnt As Integer
    Dim rankIdx As Integer
    Dim rank As Double

    minVal = -1
    rankIdx = 1
    Do
        minVal = minBiggerAbsVal(yFm, x, minVal)
        If minVal > 1E+40 Then Exit Do

        cnt = nrOfVal(yFm, x, minVal)
        rank = (rankIdx + (rankIdx + cnt - 1)) / 2 ' (li +
re) halbe
        ' MsgBox "rankIdx=" & rankIdx & " minval=" & minVal & "
cnt=" & cnt & " rank=" & rank
        setRank yFm, x, yTo, minVal, rank
        rankIdx = rankIdx + cnt
    Loop
    setSumPosNeg yFm, x, yTo, 22, 23
End Sub

Sub calc_all_ranks()
    Dim y As Integer
    For y = 0 To 4
        calc_Rank 27 + y, 2, 33 + y
        calc_Rank 41 + y, 2, 47 + y
    Next y
End Sub

```

8. Danksagung

Hiermit möchte ich Herrn Prof. Dr. E. Senn am Institut für medizinische Balneologie und Klimatologie der Ludwig-Maximilians-Universität in München für die Überlassung dieses Themas danken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. K.-H. Krause vom Friedrich-Baur Institut in München und Herrn Dr. I. Magyarosy für die geduldige und bereitwillige Unterstützung, welche ich durchweg, auch in schwierigen Zeiten, erfahren durfte.

Erwähnt sei auch Herr Dr. T. Fischer, in Erinnerung an die hervorragende Zusammenarbeit während der Experimentierphase, sowie der Vielzahl an Probanden und Mitarbeitern innerhalb und außerhalb des Instituts für die oft lang andauernden Versuche.

Mein tiefster und ausdrücklichster Dank und mein ganzer Respekt gilt den Menschen, die das Zustandekommen dieser Arbeit erst ermöglicht haben, meinen Freunden und meiner Familie.

9. Lebenslauf

Kaiser Sandra Florence Angela

Persönliche Angaben

Familienstand: ledig

Geburtsort: München

Geburtsdatum:03.09.1973

Eltern: Kaiser Ralf

Kaiser Ursula, geb. Wiesensee

Ausbildung

Schule:

1980-1984 Grundschule, Krailling

1985-1987 Feodor-Lynen-Gymnasium, Planegg

1987-1991 Otto-von-Taube-Gymnasium, Gauting

1991-1992 Dante-Gymnasium, München

1992-1993 Pater-Rupert-Mayer-Gymnasium, Pullach

1993 Schulabschluss mit allgemeiner Hochschulreife (Abitur)

Lehre:

1993-1995 Ausbildung zur Fachgehilfin in Steuer- und Wirtschaftsberatenden Berufen

1995 Abschluss mit Fachgehilfenbrief

Studium:

1995 Beginn des Studiums der Humanmedizin zum Wintersemester 1995/1996

1999 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung

2002 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung

2003 3. Abschnitt der ärztlichen Prüfung