

ENTWICKLUNG EINER NEUEN DIGITALEN  
KRAFTMESSMETHODE UND ANALYSE  
DER ERMÜDUNG DES  
MUSCULUS ADDUCTOR POLLICIS

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Oliver Preiss  
aus Gießen

Gießen 2003

Aus dem Medizinischen Zentrum für Innere Medizin

Medizinische Klinik II

Direktor Prof. Dr. W. Seeger

Justus-Liebig-Universität Gießen

des Universitätsklinikums Gießen

Gutachter: PD Dr. med. H. Olschewski

Gutachter: PD Dr. med. P. Oschmann

Tag der mündlichen Prüfung: 14.09.2004

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1. EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>2. METHODIK.....</b>	<b>5</b>
2.1. Versuchspersonen .....	5
2.2. Untersuchungsraum.....	8
2.3. Untersuchungszeitraum.....	8
2.4. Kraftmessgerät.....	8
2.4.1. Anforderungen .....	9
2.4.2. Versuchsplanung .....	9
2.4.3. Durchführung .....	11
2.5. Sonographie des Muskels .....	14
2.6. Psychologische Messparameter .....	14
2.7. Versuchsdurchführung.....	15
2.7.1. Vorversuch .....	15
2.7.2. Hauptversuch .....	18
<b>3. MESSGRÖßEN .....</b>	<b>20</b>
3.1. Psychologische Messparameter .....	20
3.1.1. Motivation .....	20
3.1.2. Fitness .....	20
3.1.3. Angst .....	20
3.2. Sonographie.....	20
3.2.1. Knochendurchmesser.....	20
3.2.2. Muskeldurchmesser.....	22
3.2.3. Muskelumfang.....	22
3.2.4. Muskelfläche .....	22
3.2.5. Muskelmassenschätzwert (MMS) .....	22
3.3. Maximalkraftmessung (MKM).....	25
3.3.1. Maximalkraft (MK).....	25
3.3.2. Mittlere Maximalkraft.....	25
3.4. 10-min-Messung .....	25
3.4.1. Kraftreserve.....	25
3.4.2. Arbeitskapazität (Atot).....	30
3.4.3. Arbeitskapazität im geforderten Intervall (Apos).....	30
3.4.4. Arbeitskapazität außerhalb des geforderten Intervalls (Aneg).....	31
3.4.5. Ungenauigkeit (U).....	31
3.4.6. Ausdauerleistungsgewicht (RAL).....	31
3.4.7. Maximalkraftleistungsgewicht (RML) .....	31

<b>4. ERGEBNISSE .....</b>	<b>35</b>
4.1. Anthropometrische Daten .....	35
4.1.1. Körpergröße und -gewicht .....	35
4.1.2. Muskelmaße.....	35
4.2. Maximalkraft .....	35
4.2.1. Vergleich der ersten und zweiten Kontraktion der Maximalkraftmessung (MKM).....	36
4.2.2. Individuelle Schwankungen der Maximalkraft.....	36
4.2.3. Interindividuelle Unterschiede der Maximalkraft .....	36
4.2.4. Unterschied der Maximalkraft zwischen den Geschlechtern .....	36
4.3. Verlauf der Kraftreserven.....	36
4.3.1. Vorversuch .....	36
4.3.2. Hauptversuche .....	40
4.4. Zusammenhang zwischen target force (TF) und Arbeitskapazität.....	53
4.4.1. Vorversuch .....	54
4.4.2. Hauptversuche .....	57
4.4.3. Statistische Auswertung des Zusammenhangs zwischen TF und Arbeitskapazität .....	59
4.5. Wiederholbarkeit .....	60
4.5.1. Vergleich der Kraftreserven .....	60
4.5.2. Vergleich des submaximalen Durchhaltevermögens .....	61
4.5.3. Vergleich der Arbeitskapazität.....	61
4.6. Tagesabhängige Schwankungen .....	61
4.6.1. Schwankungen der Maximalkraft .....	61
4.6.2. Schwankungen der Arbeitskapazität.....	62
4.6.3. Schwankung des subjektiven Befindens.....	62
4.7. Unterschiede zwischen den Versuchstypen .....	63
4.7.1. Maximalkraftmessung.....	63
4.7.2. Arbeitskapazität in Abhängigkeit von dem Versuchstyp .....	63
4.7.3. Subjektive Parameter .....	63
4.8. Interindividuelle Unterschiede .....	64
4.8.1. Die Maximalkraft der Probanden.....	64
4.8.2. Individuell verschiedene Leistungsfähigkeit.....	64
4.8.3. Unterschiede in der Selbsteinschätzung.....	64
4.9. Leistungsfähigkeit im Verhältnis zu Muskelmasse und Geschlecht .....	65
4.9.1. Maximalkraft und Muskelmasse .....	65
4.9.2. Maximalkraftleistungsgewicht (RML) .....	66
4.9.3. Arbeitskapazität und Muskelmasse.....	66
4.9.4. Ausdauerleistungsgewicht (RAL).....	66
4.10. Subjektive Selbsteinschätzung.....	66
<b>5. DISKUSSION .....</b>	<b>70</b>
5.1. Methodenkritik.....	70
5.2. Ermüdung.....	75
5.3. Zentrale Ermüdung .....	80
5.4. Individuelle Faktoren.....	82

<b>6. SCHLUSSFOLGERUNG .....</b>	<b>86</b>
<b>7. ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>87</b>
<b>7. SUMMARY .....</b>	<b>88</b>
<b>8. LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>89</b>
<b>9. ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>93</b>
<b>10. TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>94</b>

## 1. Einleitung

Muskuläre Ermüdung ist ein Phänomen, das jedem Menschen wiederholt begegnet, sei es beim Tragen eines schweren Koffers oder bei bestimmten sportlichen Übungen wie beispielsweise Klimmzügen. Definieren kann man das Phänomen als eine durch Belastung verursachte Verminderung der Muskelkraft [10, 14]. Mit steigender Belastung beschleunigt sich der Abfall der Muskelkraft und der Zeitpunkt der Erschöpfung wird schneller erreicht. Der Begriff der muskulären Erschöpfung ist schwer zu definieren und nur im Kontext mit einer spezifischen Belastung möglich.

Im Bereich der Atemmuskulatur wurde dieses Gebiet in den letzten Jahren eingehend bearbeitet, nachdem die Ermüdung der Atemmuskulatur als eine wichtige Ursache der respiratorischen Insuffizienz bei Patienten mit Lungenkrankheiten identifiziert wurde. Neue Technologien der Heimbeatmung helfen den Patienten länger leistungsfähig zu bleiben. Diese Therapie basiert auf der Erkenntnis, dass die ermüdete Atemmuskulatur Erholungspausen benötigt, um sich zu regenerieren. Nun leiden Patienten mit chronischen Lungenkrankheiten auch unter einer allgemeinen muskulären Beeinträchtigung, indem Schlüsselenzyme des Zitratzyklus vermindert sind und entsprechend die Metabolisierung von Fetten limitiert ist [25]. Der Energiebedarf der Skelettmuskulatur muss überwiegend durch Kohlenhydrate gedeckt werden. Das hat eine beschleunigte Ermüdbarkeit zur Folge. Gleichzeitig ist die gesamte Muskelmasse reduziert. Diese beiden Faktoren tragen erheblich dazu bei, dass die Patienten auch nach einer erfolgreichen Lungentransplantation nur ca. 50 % der altersentsprechenden Sauerstoffaufnahme erreichen [36].

Um nun den Grad der muskulären Beeinträchtigung zu erfassen, benötigt man eine Messapparatur, die sowohl die Kraft als auch das Durchhaltevermögen der Muskulatur zuverlässig aufzeichnet und für die Auswertung vorbereitet. Ein wichtiger Bestandteil der vorliegenden Arbeit war es, hierfür eine geeignete Messmethodik zu entwickeln und den Zusammenhang zwischen Belastung und Durchhaltevermögen bei gesunden Probanden zu studieren.

Die muskuläre Ermüdung sollte unabhängig von kardiovaskulären und ventilatorischen Limitierungen untersucht werden, weil sich ansonsten äußerst vielfältige Interaktionen ergeben würden, die den Metabolismus, die Kreislaufregulation und die Thermoregulation betreffen. Um eine Unabhängigkeit des muskulären

Durchhaltevermögens von diesen Faktoren zu erreichen, muss die untersuchte Muskelgruppe so klein sein, dass ihre Belastung weder die allgemeine Hämodynamik noch die Ventilation signifikant beeinflusst. Diese Bedingung ist für die Daumenmuskulatur erfüllt, die sich außerdem durch die direkte Kraftübertragung auf ein Messgerät besonders gut für Untersuchungen der muskulären Ermüdung eignet. Wie einige Voruntersucher [9, 11] entschieden wir uns für den *Musculus adductor pollicis*, der sich aufgrund seiner guten Zugänglichkeit und dem Vorhandensein einer von ihm dominierten Kontraktionsrichtung für die vorliegende Fragestellung besonders anbot.

Da die Ergebnisse auch für die Atemmuskulatur relevant sein sollten, wurde ein rhythmisches Belastungsmuster gewählt. Bei vielen physiologischen Belastungen handelt es sich um intermittierend durchgeführte submaximale Kontraktionen der Muskulatur. Als Beispiel seien hier die Kontraktionen der Wadenmuskulatur beim Laufen oder eben die des Zwerchfells während der Inspiration erwähnt. Maximale und kontinuierliche Kontraktionen sollten möglichst vermieden werden, da in beiden Fällen die muskuläre Ermüdung durch Minderperfusion schnell eintritt [34, 35] und der Kraftabfall bei einer Belastung von 50 % schon innerhalb der ersten Minute einsetzt.

Zu den häufigsten Bewegungsformen im Alltag zählen kombiniert isotonisch-isometrische Kontraktionen. Da diese Bewegungen sehr komplex sind und keine Messung der Maximalkraft oder der verbleibenden Kraftreserven zulassen, verwendeten wir, wie zahlreiche Voruntersucher [3, 6, 8, 15, 20, 21, 23, 26, 30, 38], rein isometrische Kontraktionen. Durch die fehlende Muskelverkürzung wurde dabei im rein physikalischen Sinn keine Arbeit erbracht ( $\text{Arbeit} = \text{Kraft} \times \text{Weg}$ ).

B. Bigland-Ritchie entwickelte 1986 ein Messprotokoll [10], welches es ermöglichte, einen Kraftabfall bei submaximalen intermittierenden Kontraktionen sichtbar zu machen. Diese inzwischen etablierte Methode wurde auch in der vorliegenden Untersuchung verwandt. Auch am *M. add. poll.* wurden in der Vergangenheit Messungen mit Hilfe dieses Protokolls durchgeführt [9, 10, 11].

Die Messapparatur sollte sowohl eine kontinuierliche Aufzeichnung der Kraft über den gesamten Untersuchungszeitraum, als auch eine automatische Auswertung hinsichtlich der mittleren abgegebenen Leistung ermöglichen. Um auch den Einsatz im klinischen Alltag zu ermöglichen, musste das Kraftmessgerät einfach in der

Handhabung und mobil einsetzbar sein. Die Konstruktion der Messeinheit sowie die Programmierung des angeschlossenen Computers beanspruchten dementsprechend einen erheblichen Teil der experimentellen Arbeit.

Ziel dieser Untersuchung war es, neue Erkenntnisse im Hinblick auf den Beginn und den Verlauf der muskulären Ermüdung, einem idealen Kraft-Ausdauer Verhältnis und zu dem Thema "zentrale Ermüdung" zu gewinnen. Hierfür war es von besonderer Bedeutung einerseits die Belastungsstufe zu identifizieren, bei der erste Ermüdungserscheinungen auftreten, andererseits eine Aussage darüber zu erhalten, bei welcher Belastung das Durchhaltevermögen besonders gut ist. Als "optimale Belastung" bezeichneten wir das Anforderungsniveau, bei dem in einem festgelegten Zeitintervall von 10 Minuten die höchste Gesamtarbeit erreicht wurde. Im Alltag entspräche dies zum Beispiel einem Bergsteiger, der in einem vorgegebenen Zeitraum möglichst viele Höhenmeter erklimmen soll. Zur Messung dieser in einem festgelegten Zeitintervall erbrachten Gesamtarbeit war es nötig, eine in diesem Zusammenhang neue Messgröße, die "Arbeitskapazität", einzuführen. Sie wurde durch den angeschlossenen Rechner nach jeder Messung ermittelt. Wir verwendeten in den verschiedenen Messungen submaximale Belastungen (target force, TF) zwischen 0 und 70 % der individuellen Maximalkraft (MK).

Die Frage, ob jede muskuläre Anstrengung eine zunehmende Ermüdung zur Folge hat, muss man verneinen, wenn man davon ausgeht, dass Muskeln wie das Zwerchfell ein Leben lang weitgehend ermüdungsfrei arbeiten müssen. Die Belastung muss somit nur ausreichend niedrig gewählt werden, um "ermüdungsfrei" zu sein. Um die Ermüdung im Bereich der Atemmuskulatur zu untersuchen, wurde von F. Bellmare und A. Grassino 1982 [6] der Tension-Time-Index (TTI) eingeführt. Er berechnet sich aus dem Verhältnis von maximalem ( $P_{imax}$ ) zu dem geforderten submaximalen Inspirationsdruck ( $P_i$ ) multipliziert mit der Inspirationszeit (TI) pro Atemzyklus (TTOT).

$$(P_i / P_{imax}) \times (TI / TTOT)$$

Um einen Vergleich zu ermöglichen, berechneten wir einen entsprechenden Quotient auch für die Arbeit des M. add. poll.

Neue Aspekte zeigten sich bezüglich der zentralen Ermüdung. Sie kann als die Unfähigkeit charakterisiert werden, einen Muskel durch zentralnervöse Steuerung



maximal zu aktivieren. In den vorangegangenen Studien [2, 10, 11, 15, 21, 23] ging man davon aus, dass submaximale Kontraktionen so lange in vollem Umfang ausgeführt werden können, bis die muskulären Reserven erschöpft sind. Erst dann könnte die geforderte Kraft nicht mehr erbracht werden. Die Ergebnisse, die unter dieser Prämisse analysiert wurden, konnten beim M. add. poll. keine zentrale Ermüdung feststellen. Anders ausgedrückt: Die Willkürmotorik zeigte keine Ermüdung, die über die rein muskuläre Ermüdung hinausging. Jedoch wurde in allen oben erwähnten Untersuchungen eine exakte Aufzeichnung der submaximalen Kontraktionen nicht berücksichtigt. Unsere Messapparatur erlaubte eine lückenlose Aufzeichnung der erbrachten Leistung und lieferte Hinweise darauf, dass auch am M. add. poll. eine zentrale Ermüdung vorkommt. In Untersuchungen der Atemmuskulatur konnte schon 1986 von F. Bellmare und B. Bigland-Ritchie [7, 42] eine zentrale Komponente der Ermüdung nachgewiesen werden.

Ein weiterer Schwerpunkt unserer Untersuchung war der Vergleich von Maximalkraft und Durchhaltevermögen in Bezug zur sonographisch ermittelten Muskelmasse und im Hinblick auf das Geschlecht der Probanden. Zu diesem Thema fanden sich nur wenige vorangegangene Studien. Zaciorskij [24] beschrieb allerdings schon 1968 am Beispiel von Gewichthebern, dass es bei zunehmender Körpermasse keinen linearen Anstieg der Muskelkraft gab und sich somit das relative Leistungsgewicht verschlechterte. Ein Unterschied war somit allein aufgrund der unterschiedlichen Muskelmasse beider Geschlechter zu erwarten. Entsprechend wurden die erbrachten Leistungen nicht nur auf die Körpermaße und das Volumen des M. add. poll. bezogen analysiert.

## **2. Methodik**

### **2.1. Versuchspersonen**

An den Versuchen nahmen zwölf gesunde Probanden teil: sechs Männer, sechs Frauen. Sie erfüllten folgende Voraussetzungen: Alter 20 bis 30 Jahre, Rechtshänder, zwölf Stunden vor Versuchsbeginn kein Zigarettenkonsum, keine Erkrankungen des Gelenk- und Muskelapparates, keine Herz-Kreislaufkrankungen, kein Nieren- oder Lungenleiden, keine Leistungssportler, normalgewichtig. Die Probanden meldeten sich größtenteils auf Anschläge an den Hörsälen der Gießener Universitätskliniken.

Nachdem sie über den Versuchsablauf ausführlich informiert worden waren, erklärten sie sich durch ihre Unterschrift mit den Versuchen und deren wissenschaftlicher Auswertung einverstanden (Abb. 1). Für die Teilnahme an jeweils sieben Versuchen erhielten die Probanden eine Aufwandsentschädigung.

Der zeitliche Abstand zwischen den Versuchen eines Probanden betrug mindestens drei Tage. Von insgesamt 84 Versuchen konnten zwei aufgrund eines Fehlers bei der Datensicherung und einer aufgrund einer Unterarmfraktur nicht in die Auswertung mit eingehen.

Der Gesundheitszustand der Versuchsteilnehmer wurde in einer Voruntersuchung überprüft. Hierbei wurden mit Hilfe einer genauen Anamnese und einer körperlichen Untersuchung, inklusive Puls- und Blutdruckmessung, sowie Herz- und Lungenauskultation, akute und chronische Krankheiten, insbesondere Erkrankungen des Bewegungsapparates und Herz-Kreislaufkrankungen soweit wie möglich ausgeschlossen.

Die anthropometrischen Daten der Probanden sind in der Tabelle 1 zusammengefasst.

- 1.) Versuche
  - a. Sonographie: Ultraschalluntersuchung der Hand bzw. des Daumens und Messung der Muskelgröße.
  - b. Kraftmessversuch: maximale Kraft und Durchhaltezeit sollen bestimmt werden.
  - c. Erfassung persönlicher Daten: Alter, Geschlecht, Rauchgewohnheiten, Trainingszustand, Motivation, Fitness und Angst.
- 2.) Belastung
  - a. Der Kraftmessversuch belastet Herz und Kreislauf. Weiter belastet er Gelenke und Muskeln. Personen mit Herz-Kreislauf-, Gelenk und Muskelerkrankungen dürfen nicht am Versuch teilnehmen.
  - b. Die weiteren Bestandteile der Untersuchung beinhalten keine körperliche Belastung.
- 3.) Voraussetzungen
  - a. Teilnahme an 7 Untersuchungsterminen. Die Versuche werden mit einem Mindestabstand von 3 Tagen durchgeführt.
  - b. Lebensalter: Alter der Probanden zwischen 20 und 30 Jahren.
  - c. Zigarettenkonsum muss 12 Stunden vor den Untersuchungsterminen eingestellt werden.
  - d. Hochleistungssportler sind von der Untersuchung ausgeschlossen.
  - e. Gesundheitsverfassung: Probanden leiden an keiner der oben angeführten Erkrankungen, auch Nieren- und Lungenleiden liegen nicht vor.
- 4.) Aufwandsentschädigung
  - a. Versuchsteilnehmer werden mit 18 DM pro Stunde, bzw. 9 DM für jede angefangene halbe Stunde entschädigt.
- 5.) Auswertung
  - a. Die Daten werden für wissenschaftliche Zwecke verwendet.
  - b. Die Probanden bleiben bei der Veröffentlichung anonym.
- 6.) Begründung, Fragestellung
  - a. Das Hauptinteresse liegt auf den Kraftmessversuchen. Die übrigen Daten werden mit den Ergebnissen des Kraftmessversuches verglichen und ausgewertet. Ziel ist die Gewinnung neuer Erkenntnisse bezüglich der Muskelkraft und der Ausdauer.

Weitere den Versuch betreffende Fragen wurden vollständig und hinreichend geklärt.

.....  
Ort, Datum und Unterschrift

Abbildung 1 Probanden-Information und Vereinbarung

ANTHROPOMETRISCHE DATEN																
	WEIBLICHE PROBANDEN:						Mittelwert	MÄNNLICHE PROBANDEN:						Mittelwert	Mittelw.	
	1	2	3	4	5	6	n=6	7	8	9	10	11	12	n=6	aller Prob.:	
															n=12	
Körpergewicht [kg]:	62,0	58,0	63,0	58,0	68,0	67,0	62,7	65,0	70,0	98,0	70,0	74,0	78,0	75,8	68,7	
Körpergröße [cm]:	176,0	170,0	172,0	170,0	179,0	176,0	173,8	182,0	180,0	189,0	172,0	176,0	190,0	181,5	177,4	
Knochenquerschnitt:																
Durchmesser [mm]	7,6	8,8	9,0	9,2	9,7	9,4	8,8	11,3	9,4	9,5	9,2	12,1	11,2	10,5	9,7	
Muskelquerschnitt:																
Durchmesser 1 [mm]	25,2	23,8	20,3	27,9	26,5	28,6	25,4	29,7	28,2	32,0	29,4	31,9	28,8	30,0	27,7	
Durchmesser 2 [mm]	11,4	11,9	12,4	10,6	12,0	13,3	11,9	13,9	14,3	16,5	13,7	16,3	14,0	14,8	13,4	
Umfang [mm]	61,5	63,6	58,4	68,0	64,5	71,9	64,7	76,6	72,2	81,5	77,1	79,9	77,0	77,4	71,0	
Fläche [mm*mm]	182,0	218,0	198,0	246,0	214,0	285,0	223,8	306,0	305,0	394,0	321,0	345,0	341,0	335,3	279,6	
Muskellängsschnitt:																
Durchmesser 1 [mm]	37,7	35,0	34,1	38,9	42,5	44,6	38,8	40,8	41,3	41,8	44,6	41,2	53,7	43,9	41,4	
Durchmesser 2 [mm]	11,5	11,9	12,1	10,8	12,6	15,3	12,4	14,7	13,9	15,2	14,7	18,3	15,4	15,4	13,9	
Umfang [mm]	83,2	78,6	79,5	85,2	95,2	100,1	87,0	91,1	92,0	97,0	101,1	96,1	116,0	98,9	92,9	
Fläche [mm*mm]	286,0	283,0	296,0	292,0	363,0	447,0	327,8	393,7	384,0	484,0	494,0	513,0	536,0	467,5	397,7	
Muskelmasse [mg]:																
Muskelmassenschätzwert	3452,2	3226,3	2878,2	3902,3	4607,7	6123,6	4031,7	5980,2	5187,0	7418,8	6956,8	7838,7	7394,2	6796,0	5413,9	
mittlere Maximalkraft [N]:	75,6	83,3	75,3	79,5	95,1	98,8	84,6	110,3	93,8	104,4	125,5	126,4	127,2	114,6	98,4	
mittlere Arbeitskapazität [Ns]:	12632,0	14555,0	13145,0	12726,0	16169,0	16579,0	14301,0	19032,0	16532,0	15329,0	19432,0	17276,0	20408,0	18001,5	16008,9	
Leistungsgewicht:																
Ausdauer- [Ns/mg]	3,7	4,5	4,6	3,3	3,5	2,7	3,7	3,2	3,2	2,1	2,8	2,2	2,8	2,7	3,2	
Maximalkraft- [N/g]	22,0	26,0	26,0	20,0	21,0	16,0	21,8	18,4	18,0	14,0	18,0	16,0	17,0	16,8	19,3	

Tabelle 1 Anthropometrische Daten, anatomische Handmaße und Kraft

Die während der Voruntersuchung erhobenen Maße werden getrennt nach dem Geschlecht der Probanden dargestellt.

Die Bestimmung des Knochendurchmessers und des Muskellängs- und -querschnitts erfolgt mit Hilfe eines Ultraschallgerätes.

Basierend auf diesen Daten wurden die Muskelmasse des M. adductor pollicis näherungsweise bestimmt und als Muskelmassenschätzwert (MMS) bezeichnet (siehe Methodik).

An jeweils 7 Versuchstagen wurden Maximalkraft und Arbeitskapazität der Versuchsteilnehmer gemessen.

Daraus wurde für jeden Probanden je ein Mittelwert berechnet (mittlere Maximalkraft, mittlere Arbeitskapazität).

Das Ausdauerleistungsgewicht (RAL) wurde als Quotient der mittleren Arbeitskapazität pro Muskelmasse (MMS) berechnet.

Entsprechend wurde das Maximalkraftleistungsgewicht (RML) aus der Maximalkraft und der Muskelmasse errechnet.

## **2.2. Untersuchungsraum**

Die Versuche wurden in einem Untersuchungsraum der Medizinischen Klinik 2, Haus B, Seltersberg der Universität Gießen durchgeführt. Der Raum war frei von optischen und akustischen Störquellen und wurde während der Versuchszeiten ausschließlich von einem Probanden und dem Versuchsleiter genutzt. Zu dem Versuchsaufbau gehörte ein Ultraschallgerät und die Kraftmessapparatur.

## **2.3. Untersuchungszeitraum**

Da die größte Anzahl von Versuchen in den Monaten Mai, Juni und Juli 1994 durchgeführt wurden, lag die Temperatur des Untersuchungsraumes meist im Bereich zwischen 21 und 25° Celsius. Die Versuche wurden alle nachmittags zwischen 14 und 18 Uhr durchgeführt.

## **2.4. Kraftmessgerät**

In Zusammenarbeit mit der Werkstatt und dem elektronischen Entwicklungslabor des Physiologischen Institutes des Klinikums der JLU Gießen, sowie maßgeblicher Programmierarbeit durch Dipl. biol. Jürgen Momberger wurde

- 1.) ein mechanischer Kraftaufnehmer zur Erfassung der isometrischen Kraft des M. adductor pollicis und
- 2.) eine kontinuierliche Digitalisierung der über den Kraftaufnehmer erfassten Kräfte,
- 3.) eine digitale Registrierung und Auswertung dieser Kräfte und
- 4.) ein kombiniert akustisches und optisches Signalsystem zur zeitgenauen Steuerung des Messablaufes entwickelt. In den folgenden Abschnitten wird die Entwicklung des Kraftmessgerätes, beginnend mit einigen Grundanforderungen, bis hin zu dem fertig gestellten Messgerät beschrieben.

### **2.4.1. Anforderungen**

Aufgrund der Versuchsplanung sollte das Gerät

- 1.) die isometrische Kraft einer kleinen Muskelgruppe exakt erfassen,
- 2.) die Kraft registrieren,
- 3.) die Steuerung des Messablaufes übernehmen und
- 4.) eine differenzierte Mittelung der registrierten Kraft als Absolutwert und in Relation zur geforderten submaximalen Kraft durchführen können.

Darüber hinaus sollte die Störanfälligkeit in mechanischer und elektrischer Hinsicht gering und die Bedienung des Gerätes schnell erlernbar sein. Das Messgerät, das in der Forschergruppe um Bigland-Ritchie [9, 11] verwendet wurde, hätte diesen Anforderungen nicht standgehalten. Eine völlige Neuentwicklung wurde somit notwendig.

### **2.4.2. Versuchsplanung**

- 1.) Auswahl des Muskels

Aufgrund der Funktion, der günstigen topographischen Lage, dem Anschluss an einen Hebelarm (Daumen) und seiner geringen Größe entschieden wir uns für den M. add. poll. Ein weiterer wichtiger Grund war die große Anzahl wissenschaftlicher Untersuchungen dieses Muskels. Die Forschungsgruppe um B. Bigland-Ritchie und Cafarelli befassten sich in der Zeit von 1980 bis 1994 in zahlreichen Arbeiten mit diesem Muskel [9, 11, 20, 37]. Das zentrale Thema waren die für die muskuläre Ermüdung entscheidenden Faktoren.

- 2.) Kraftübertragung

Die durch die Adduktionsbewegung des M. add. poll. entstehenden Kräfte sollten mit Hilfe eines Kraftaufnehmers (Abb. 2) in ein elektrisches Signal umgewandelt werden. Diese Konstruktion sollte somit einen elektronischen Druckkraftsensor in sich bergen und darüber hinaus ergonomischen Anforderungen entsprechen. Durch eine optimale Position und die gute Haftung in der Hand der Probanden sollte eine exakte

Kraftübertragung gewährleistet werden. Der Kraftaufnehmer sollte zusätzlich robust und leicht transportabel sein.

### 3.) Die Messeinheit

Das Messinstrument sollte in der Lage sein, die eingehenden Informationen zeitgenau zu speichern und zur weiteren Datenverarbeitung bereitzustellen. Darüber hinaus sollte es ermöglichen, die Messung durch eine optische Anzeige und durch akustische Signale zeitgenau zu überwachen.

### 4.) Das Mess- und Datenverarbeitungsprogramm

Eine wesentliche Rolle bei der Entwicklung des Kraftmessgerätes sollte dem Programm zukommen, das den Probanden den Ablauf der Messung vorgibt und gleichzeitig die Messdaten registriert und abspeichert. Es sollte zudem dem Versuchsleiter die Möglichkeit geben, verschiedene Parameter des Messablaufes zu verändern. Mit Hilfe eines Programms zur Auswertung sollten die Datenmengen in eine übersichtliche Form gebracht werden können.

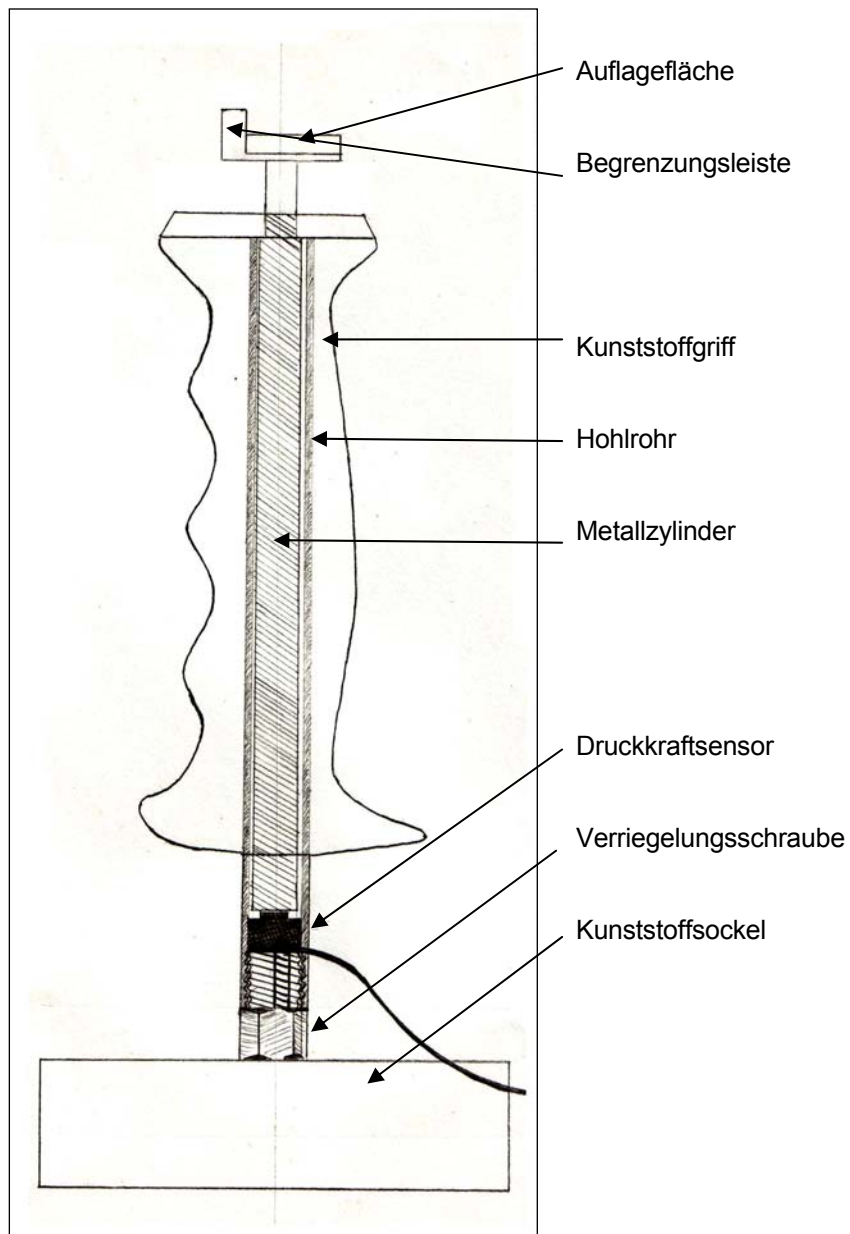


Abbildung 2 Kraftaufnehmer

### 2.4.3. Durchführung

#### 1.) Kraftaufnehmer

Der in Abbildung 2 dargestellte Kraftaufnehmer besteht aus einem ergonomisch geformten Kunststoffgriff. Dieser umschließt ein Rohr, das am unteren Rand aus dem Griff herausragt. In das Rohr wurde von oben ein exakt passender Zylinder eingesetzt, auf dem am oberen Rand eine Auflagefläche für den Daumen montiert ist. Um ein Abgleiten des Daumens und somit Veränderungen der Länge des Hebelarms zu



verhindern, wurde an dem vorderen Rand der Auflagefläche eine Begrenzungsleiste angebracht. Das aus dem Griff nach unten herausragende Rohr wurde auf einem Kunststoffsockel befestigt und mit einer Schraube verriegelt. Zwischen der Schraube und dem von oben in das Rohr eingeführten Zylinder wurde der Druckkraftsensor platziert. Die bei der Adduktion wirkenden Kräfte können so vom Daumen über den Metallzylinder auf den justierten Druckkraftsensor wirken. Hierbei bot der Haltegriff der gesamten Hand (mit Ausnahme des Daumens) einen sicheren Halt.

## 2.) Druckkraftsensor

Zur Messung der Kraft verwendeten wir den "Ultraminiatur Druckkraftsensor" der Firma Burster Präzisionsmesstechnik mit der Typenbezeichnung 8416-5500. Der Messbereich dieses etwa pfenniggroßen Kraftaufnehmers reichte bis 500 Newton (ca. 50 kg Nennkraft), der maximale Messfehler lag bei weniger als 0.75 %. Die Referenzspannung betrug 5 Vdc +/- 0.05 %, der Kalibrierwiderstand betrug 100 kOhm +/- 0.1 %, darüber hinaus verfügte er über eine Temperaturkompensation.

## 3.) A/D Wandler

Der elektrische Widerstand des Miniatur-Druckkraftsensors wurde über eine elektrische Messbrücke erfasst und über einen Analog-Digitalwandler in digitale Werte umgewandelt. Verwendung fand eine Wandlerkarte der Firma Meilhaus.

## 4.) Hardware

Die digitalisierten Daten wurden von einem Personal Computer des Typs 2/86 verarbeitet und gespeichert. Dem Computer waren ein monochromer Bildschirm und ein 24-Nadel-Drucker angeschlossen.

## 5.) Software

Die Steuerung des Computers und der angeschlossenen Geräte wurde von dem für diese Zwecke neu entwickelten Messprogramm übernommen. Dieses Programm steuerte über den Bildschirm und über akustische Signale den Versuchsablauf und erfasste gleichzeitig die Messdaten, die der Proband parallel dazu auf dem Monitor verfolgen konnte.

Für die Kalibrierung, die Programmierung und die Steuerung der Messung und der Auswertung wurden verschiedene Programme angefertigt:

a) Das Programm "ADCALIB" diente der Kalibrierung des Gerätes. Vor Beginn jedes Versuches wurde eine Zweipunkt-Kalibrierung durchgeführt. Dem zunächst durchgeführten Nullwertabgleich folgte die Festlegung des zweiten Eichpunktes mit einem Gewicht von 5 kg. Dadurch wurde eine Messgenauigkeit von ca. +/- 10 g erreicht.

b) Den Ablauf des Messprotokolls steuerte das Programm "MESSUNG". Dieses Programm beinhaltete die Darstellung der aktuellen Kraft im Kraftaufnehmer in Form eines Balkens auf dem Monitor des Computers. Es war außerdem in der Lage, den Probanden aufzufordern, eine ganz bestimmte Kraft aufzubringen, indem auf dem Bildschirm ein zweiter Balken erschien, mit dem der Proband den Kraftanzeigenden Balken in Übereinstimmung bringen musste. Weiterhin konnte der Proband zu einer maximalen Kraftanstrengung aufgefordert werden, indem ein akustisches Signal ertönte und gleichzeitig der zweite Balken maximal sichtbar war. Während dieser Zeit wurde der erste Balken nicht dargestellt. Das Programm verfügte über eine große Bandbreite von Variationsmöglichkeiten, die je nach Bedarf von dem Anwender verändert werden konnten. Im Verlauf unserer Messungen veränderten wir beispielsweise die Höhe der von den Probanden geforderten Kraft, des Weiteren konnte auch der zeitliche Verlauf festgelegt werden. In der Konfigurationsdatei des Messprogramms konnten Grundeinstellungen wie Kalibriergewicht, akustische Signalgebung, zeitliches Mittlungsintervall bei maximal voluntary contraction (MVC) und Oversamplingrate zur Datenerfassung festgelegt werden.

c) Mit Hilfe des Programms "LISTSCR" konnte die Skriptdatei des gesamten Versuches in tabellarischer Form ausgegeben werden. In Schritten von zehntel Sekunden wurden die von den Probanden geforderten Kräfte aufgelistet. Dieses Programm diente u.a. der Selbstkontrolle des erstellten Versuchsprotokolls.

d) Das Programm "MAXCALC" (MAXimum force CALCulation) diente in der Vorphase unseres Versuches der Berechnung der Maximalkraft (MK) aus bereits abgeschlossenen und aufgezeichneten Versuchen. Die Angabe der MK erfolgt in der SI-Einheit Newton.

e) Das Programm "INTEGRAL" diente dem Ausdruck des Versuches in einer übersichtlichen Form, wobei das Mittlungsintervall, also der Umfang der Darstellung, ausgewählt werden konnte. Dieser Ausdruck zeigt graphisch die von dem Probanden erreichte Kraft in Prozent der in der Maximalkraftmessung (MKM) ermittelten MK, darüber hinaus waren zeitlicher Verlauf und die Vorgabewerte, also die von dem Probanden geforderten Kräfte, numerisch aufgetragen.

## **2.5. Sonographie des Muskels**

Mit einem Ultraschallgerät der Firma Toshiba wurde die rechte Hand der Probanden untersucht. Die Sonographie konzentrierte sich vor allem auf die Region des M. add. poll., zwischen Os metacarpale 1 und 2. Da es sich bei diesem Muskel um einen mehrbäuchigen Muskel mit teils sehr unregelmäßiger Kontur handelt, ist eine exakte sonographische Bestimmung der Muskelmasse nicht möglich. Es wurde aber versucht, aus zwei standardisierten Schnittebenen heraus ein möglichst exaktes Maß für die Muskelmasse zu finden. Eine überzeugende Bildqualität erreichte man bei der Untersuchung von dorsal bei abduziertem Daumen, wie in den Abbildungen 8, 9, 10 und 11 (siehe Seite 23 und 24) schematisch dargestellt.

## **2.6. Psychologische Messparameter**

Die Probanden bekamen vor Beginn jedes Versuches einen Fragebogen vorgelegt, anhand dessen sie eine Selbsteinschätzung durchführten. Der in Abbildung 3 dargestellte Fragebogen umfasste die Begriffe Motivation, Fitness und Angst. Bei der Gestaltung des Fragebogens lehnten wir uns an die von G. Borg [12, 13] entwickelte Skala an. Diese Art der Zuordnung von subjektiven Empfindungen zu Zahlenwerten geht auf die Untersuchungen von G. Borg zurück. Er konnte nachweisen, daß zwischen Zahlenwerten, die der Anstrengung bei körperlicher Arbeit entsprachen, und der entsprechenden Herzfrequenz, eine lineare Beziehung bestand.

<u>Motivation. Sind Sie...</u>	<u>Angst. Haben Sie...</u>	<u>Fitness. Fühlen Sie sich...</u>
6	6	6
7 sehr, sehr motiviert	7 sehr, sehr viel Angst	7 sehr, sehr fit
8	8	8
9 sehr motiviert	9 sehr viel Angst	9 sehr fit
10	10	10
11 etwas motiviert	11 etwas Angst	11 etwas fit
12	12	12
13 kaum motiviert	13 kaum Angst	13 kaum fit
14	14	14
15 wenig motiviert	15 wenig Angst	15 wenig fit
16	16	16
17 sehr wenig motiviert	17 sehr wenig Angst	17 sehr wenig fit
18	18	18
19 sehr, sehr wenig motiviert	19 sehr, sehr wenig Angst	19 sehr, sehr wenig fit
20	20	20

Abbildung 3 Einschätzung subjektiver Parameter durch den Versuchsteilnehmer

## 2.7. Versuchsdurchführung

### 2.7.1. Vorversuch

Nach schriftlicher und mündlicher Aufklärung der Probanden über den geplanten Versuchsablauf (Abb. 1 und 4) und der Einwilligung, an insgesamt sieben Versuchstagen teilzunehmen, wurde zunächst eine genaue Anamnese erhoben und eine körperliche Untersuchung durchgeführt. Darauf folgte die sonographische Untersuchung des M. add. poll. und die Selbsteinschätzung bezüglich psychologischer Messparameter (Abb. 3). Im Anschluss daran wurden die Probanden mit den Funktionen des Kraftmessgerätes und dem Ablauf der Kraftmessung vertraut gemacht. Diese Einweisung erfolgte anhand einer Checkliste (Abb. 4). Einer Demonstration durch den Versuchsleiter folgte ein abgekürzter Probelauf, welcher mit der nicht dominanten Hand (links) durchgeführt wurde. Nachdem Unsicherheiten im Umgang mit dem Kraftmessgerät abgebaut und Fragen geklärt waren, konnte der Vorversuch mit seinem ersten Teil, der Maximalkraftmessung (MKM), beginnen.

1. Handhabung des Kraftaufnehmers (Abb.: 2)
    - 1.1. Position des Daumens. Das Daumenendglied liegt auf der Auflagefläche des Kraftaufnehmers, wobei die Kuppe Kontakt mit der Begrenzungsleiste hat.
    - 1.2. Haltung des Kraftaufnehmers in der Hand. Durch die ergonomische Griffform soll ein fester Faustschluss und somit ein guter Kontakt zu dem Griff gewährleistet werden.
    - 1.3. Position des Kraftaufnehmers. Der Kraftaufnehmer soll während der Maximalkraftmessung (MKM) und der 10-min-Messung nicht abgestellt oder aufgestützt werden.
    - 1.4. Verhalten innerhalb der Pausen der Arbeitszyklen. Es sind kurze Lockerungsübungen in den 4 s Pausen erlaubt.
  2. Erklärung des Displays
    - 2.1. Skalierung. Hierbei handelt es sich um eine prozentuale, auf die Maximalkraft (MK) geeichte Anzeige.
    - 2.2. Oberer Balken. Sie zeigen die Kraft, die von dem Probanden gefordert wird. Sie wird durch das Messprotokoll (Tab.: 2, Abb.: 5) vorgeschrieben. Es handelt sich entweder um Maximale (maximal voluntary contraction, MCV) oder submaximale Kraftanforderungen (target force, TF).
    - 2.3. Unterer Balken. Der Proband kann die von ihm erbrachte Kraft auf dem Bildschirm sehen und mit dem oberen Balken vergleichen.
  3. Erläuterung der Signaltöne
    - 3.1. "Start-Beep". Ein Tonsignal von 0,1 s Dauer und einer Frequenz von 880 Hz signalisiert dem Probanden, dass er eine vorgegebene TF erreichen muss.
    - 3.2. "Stop-Beep". Ein akustisches Signal von 0,1 s Dauer und einer Frequenz von 440 Hz signalisiert dem Probanden, dass nun keine Kraft zu erbringen ist und markiert somit die intermittierenden Pausen.
    - 3.3. "Max-Beep". Während des gesamten Zeitraumes, in dem von dem Probanden eine maximale willkürliche Kontraktion (MVC) gefordert wird, ertönt ein Dauerton mit einer Frequenz von 1760 Hz.
  4. Versuchsablauf (Abb.: 5)
    - 4.1. Maximalkraftmessung (MKM)
    - 4.2. 10-min-Messung
- Abbildung 4 Checkliste zur Einweisung des Probanden

## 1.) Maximalkraftmessung (MKM)

Der Proband saß in etwa einem halben Meter Entfernung zum Bildschirm, wenn das Programm "MESSUNG MAX" aufgerufen wurde. Der Zweipunkteichung folgte der Programmstart der MKM. Der Zeitraum von Beginn des Programms bis zur ersten Messung der maximalen willkürlichen Kraft (maximal voluntary contraction, MVC) dauerte 30 Sekunden (s). Diese Zeitspanne diente der Konzentration auf das Kraftmessgerät, insbesondere auf den mit Beginn der Messung ertönenden Signalton und dem zum gleichen Zeitpunkt auf dem Bildschirm erscheinenden Balken. Der Balken erstreckte sich über den gesamten Bereich der Skalierung des Displays, wobei diese dimensionslos war. Der Proband sollte von diesem Augenblick an mit voller Kraft die Auflagefläche des Kraftaufnehmers nach unten drücken, entsprechend einer Adduktionsbewegung des Daumens (Abb. 5). Für den Zeitraum von 6 s wurde MVC von dem Probanden gefordert, danach erloschen sowohl optisches als auch akustisches Signal. Nach einer Pause von 15 s wurde eine zweite Messung

durchgeführt. Auch sie dauerte 6 s und wurde von einem Signal begleitet. Danach war die MKM beendet. Diesem Messabschnitt folgte eine festgelegte Erholungspause von 5 Minuten (min). Die in beiden Messungen erreichten Kräfte wurden von dem Drucker ausgegeben, wobei der Proband keine Informationen über die von ihm erreichten Kräfte erhielt. Zur Festlegung der Maximalkraft (MK) wurde der höhere der beiden Werte ausgewählt. In aller Regel entsprach die MK dem ersten der beiden Messwerte. Die so ermittelte MK diente als Bezug für die in der folgenden Versuchsphase geforderte submaximale intermittierende Belastung (target force, TF).

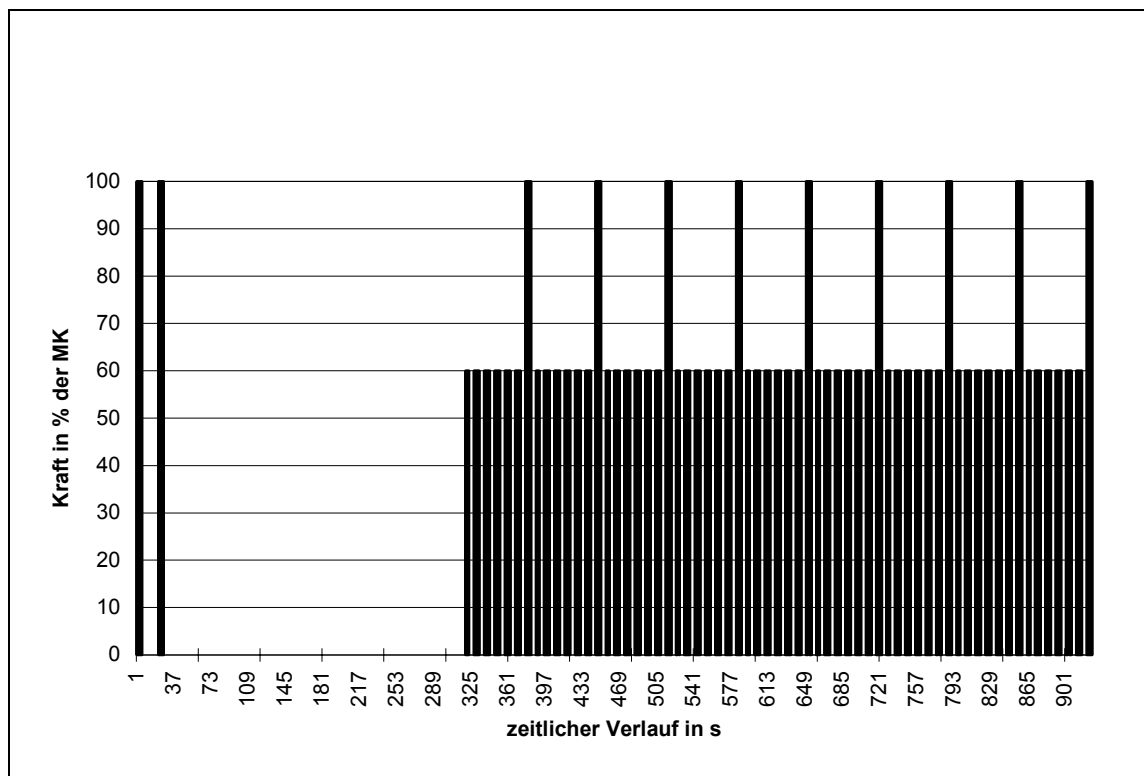


Abbildung 5 Kraftanforderung während der Testung

Die ersten beiden Balken repräsentieren die Maximalkraftmessung. Im Abstand von 5 min beginnt die intermittierende Forderung der target force, in diesem Beispiel 60 % der Maximalkraft. Die Kraftanforderung dauert je 6 s, gefolgt von 4 s Pause. Am Ende jeder vollen Minute erfolgt eine Maximalkraftmessung.

## 2.) 10-min-Messung

Direkt im Anschluss an die Pause folgte der Beginn des zweiten Versuchsabschnittes, der 10-min-Messung, in der in einem festgelegten Schema intermittierend Kraft von den Probanden gefordert wurde. Jede 10-min-Messung war unterteilt in 1-min-Zyklen und diese wiederum in sechs Arbeitszyklen von 10 s Dauer. Die Kontraktionen innerhalb dieser Arbeitszyklen dauerten 6 s, gefolgt von 4 s Pause. Die geforderte

Kraft war nicht während des gesamten Versuches gleich. Es wurden zwei unterschiedlich hohe Kraftanforderungen an die Probanden gestellt: die "target force" (TF) und die "maximal voluntary contraction" (MVC). Unter der TF, einem von B. Bigland-Ritchie geprägten Begriff [10, 11], versteht man eine von dem Probanden geforderte submaximale Kraftanstrengung. Diese betrug bei allen Vorversuchen 60 % der zuvor bestimmten MK. Auch der Begriff MVC wurde von B. Bigland-Ritchie [10, 11] geprägt und bedeutet eine maximale Kraftanstrengung im Verlauf der fortgesetzten Arbeit. Sie ist ein Maß für die während der submaximalen Kontraktion verbleibende Kraftreserve. Innerhalb jedes 1-min- Zyklus wurden in den fünf ersten Arbeitszyklen die TF gefordert, der sechste Arbeitszyklus beinhaltete eine Forderung nach MVC. Dieser Ablauf wiederholte sich 10 Mal, entsprechend einem Zeitraum von 10 min. Der zeitgenaue Ablauf des Vorversuches, bestehend aus der MKM und der einer Pause folgenden 10-min-Messung, ist modellhaft in Abbildung 5 dargestellt. Noch während des Versuches wurden dem Versuchsleiter die von den Probanden erreichten Kraftreserven auf dem Drucker ausgegeben. Im Anschluss an den Versuch wurde, mit Hilfe des Programms "INTEGRAL", ein kompletter Ausdruck des Versuches mit einem Mittlungsintervall von zwei Sekunden angefertigt.

### **2.7.2. Hauptversuch**

Nach dem Vorversuch nahm jeder Proband an sechs weiteren Versuchen, den Hauptversuchen, teil. Sowohl für den Vorversuch, als auch für den Hauptversuch wurde der gleiche Versuchsablauf gewählt, der Unterschied bestand ausschließlich in der Höhe der TF. Für unsere Versuchsreihe wählten wir sechs verschiedene Belastungsniveaus, sie betrug 0, 20, 40, 50, 60 und 70 % der individuellen Maximalkraft. Mittels Auslosung wurde eine zufällige Reihenfolge (40, 50, 0, 70, 20, 60, 40, 50, 0, 70, 20, 60...) der TF erstellt. Die erste für einen Probanden zu leistende TF wurde per Zufall bestimmt. Die folgenden fünf Probanden starteten jeweils mit einer anderen TF. Für die Probanden 7-12 wiederholte sich dieses Vorgehen. Dadurch wurde erreicht, dass an den Versuchstagen der Probanden jede TF gleich häufig vorhanden war (Tab. 2).

	Proband	Geschlecht	Vorversuch	Hauptversuche											
1	WI	m	60%	40%	50%	0%	70%	20%	60%						
2	OB	m	60%	40%	50%	0%	70%	20%	60%						
3	HO	w	60%		50%	0%	70%	20%	60%	40%					
4	HA	w	60%		50%	0%	70%	20%	60%	40%					
5	BU	w	60%			0%	70%	20%	60%	40%	50%				
6	RE	m	60%			0%	70%	20%	60%	40%	50%				
7	GO	w	60%				70%	20%	60%	40%	50%	0%			
8	UL	w	60%				70%	20%	60%	40%	50%	0%			
9	RO	m	60%					20%	60%	40%	50%	0%	70%		
10	FI	w	60%					20%	60%	40%	50%	0%	70%		
11	SE	m	60%						60%	40%	50%	0%	70%	20%	
12	SA	m	60%						60%	40%	50%	0%	70%	20%	

Tabelle 2 Reihenfolge der Messung

Die Initialen der 12 Probanden und die individuelle Reihenfolge der einzelnen Versuchstypen werden dargestellt. Alle Teilnehmer absolvierten zunächst den Vorversuch, in dem die submaximale Belastung auf 60% festgesetzt war. In den folgenden 6 Versuchstagen durchliefen die Probanden die 6 verschiedenen Hauptversuche. Diese unterscheiden sich bezüglich der Höhe der geforderten submaximalen Belastung (TF 0-70%). Die Zuordnung der Probanden zu der vorgegebenen Abfolge der Versuche erfolgt in randomisierter Form.



### **3. Messgrößen**

#### **3.1. Psychologische Messparameter**

##### **3.1.1. Motivation**

Auf einer modifizierten Borg Skala [12, 13] konnten die Versuchsteilnehmer ihre Motivation angeben (Abb. 3), indem sie auf die Frage antworteten: "Wie motiviert fühlen Sie sich heute?". Dabei konnten sie zwischen sehr, sehr motiviert bis hin zu sehr, sehr wenig motiviert auswählen. Jeder Motivationsstufe waren Zahlenwerte zugeordnet, die später in die statistische Auswertung aufgenommen wurden.

##### **3.1.2. Fitness**

Zur Erfassung der Fitness der Versuchsteilnehmer diente ebenfalls eine modifizierte Skala nach Borg. Die Probanden antworteten auf die Frage: "Wie fit fühlen Sie sich heute?", indem sie ihren Grad der Fitness auf dem Fragebogen markierten.

##### **3.1.3. Angst**

Die Angst vor dem Versuch und der damit verbundenen Anstrengung wurde mit der gleichen Methodik erfasst, indem die Frage gestellt wurde: "Haben Sie Angst?". Dabei konnten die Probanden zwischen zahlreichen Antwortmöglichkeiten, von "sehr, sehr viel Angst" bis hin zu "sehr, sehr wenig Angst", auswählen.

#### **3.2. Sonographie**

##### **3.2.1. Knochendurchmesser**

Sonographisch wurde der Knochendurchmesser des Os metacarpale 3 bestimmt, da er einem großen Teil des Musculus adductor pollicis als Ansatzpunkt dient. Eine gute sonographische Darstellung des Knochenschafts gelang von palmar. Der Schallkopf wurde, wie in Abbildung 6 zu sehen ist, proximal der Fingergrundgelenke aufgesetzt (eine weitere Orientierung boten die Hautfalten). Die Abbildung 7 zeigt das entsprechende Ultraschallbild. Die Messung wurde bei jedem Probanden zwei Mal durchgeführt. Die Angabe der Messgröße erfolgte in mm (Tab. 1).

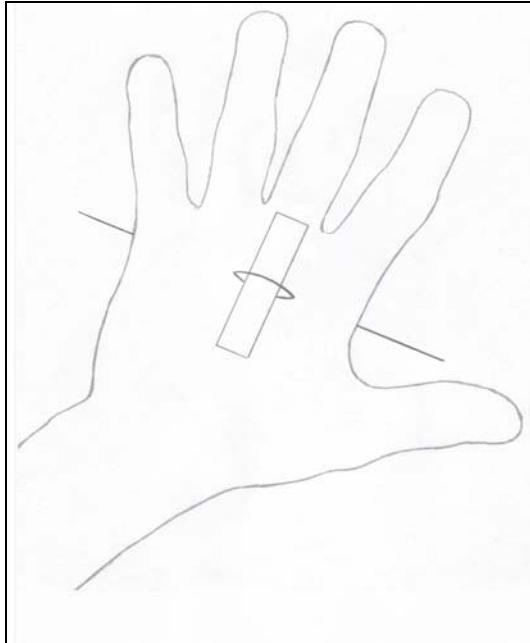


Abbildung 6 Darstellung der rechten Hand von palmar

Der Schaft des Os metacarpale III ist schematisch abgebildet.  
Die Ellipse symbolisiert die sonographische Schnittführung.



Abbildung 7 Ultraschallaufnahme des Knochens

Da die Sonographie eines Knochens keine Aussage über die Tiefenausdehnung erlaubt, wurde nur die unter "D" aufgeführte "Breite" des Os metacarpale III berücksichtigt.

### **3.2.2. Muskeldurchmesser**

Aufgrund der besonderen Anatomie des M. add. poll. erfolgte die sonographische Untersuchung in zwei Ebenen, dem Muskellängsschnitt (Abb. 8, 9) und dem Querschnitt (Abb. 10, 11). In jeder Schnittebene wurden zwei Muskeldurchmesser ermittelt, einer davon in dem Bereich des größten Durchmessers, der andere in einem Winkel von 90° dazu.

Die Durchmesser sind in den Abbildungen 9 und 11 mit "1" und "2" markiert und in Tabelle 1 zusammengestellt. Die ausschließlich von dorsal durchgeführten Untersuchungen erfolgten in jeder Schnittebene dreifach, hieraus wurden jeweils Mittelwerte errechnet. Am linken, unteren Rand der Abbildungen 9 und 11 sind unter "D" die beiden Durchmesser in mm angegeben.

### **3.2.3. Muskelumfang**

In den schon unter Punkt 3.2.2 beschriebenen Muskellängs- und Querschnitt konnte der Umfang des Muskels in der jeweiligen Ebene errechnet werden (Abb. 9, 11; Tab. 1). Der Muskelumfang ist in den Abbildungen unter "L" in mm angegeben.

### **3.2.4. Muskelfläche**

Die mathematischen Funktionen des Ultraschallgerätes ermöglichten eine Berechnung der Muskelfläche aus dem Muskelumfang, jeweils bezogen auf eine Darstellungsebene (Abb. 9, 11; Tab. 1). Die Fläche ist in den Abbildungen unter "A" in mm<sup>2</sup> aufgeführt.

### **3.2.5. Muskelmassenschätzwert (MMS)**

Für die Berechnung eines Näherungswertes für die Muskelmasse verwendeten wir

- 1.) den Fläche des Muskels aus dem Längsschnitt (F1) und
- 2.) einen Durchmesser aus dem Muskelquerschnitt (F2).

Obwohl diese nicht exakt in einem Winkel von 90° aufeinander standen, wurde die mathematische Beziehung für Ellipsoide angewandt. Entsprechend wurde die Formel um

3.) den Faktor zur Berechnung der Volumina von Ellipsoiden ergänzt. Die Maßeinheit Muskelmassenschätzwert (MMS) ist angegeben in g ( $MMS = F1 \times F2 \times 0.479$ ).

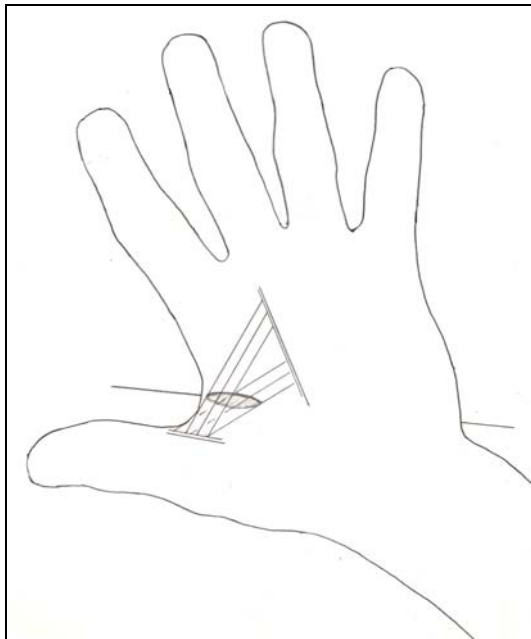


Abbildung 8 Schematische Darstellung der rechten Hand von dorsal

Der Muskel ist mit seinen Ansatzflächen und der Hauptausrichtung der Muskelfasern dargestellt. Die Ellipse symbolisiert die sonographische Schnittführung des Längsschnittes.



Abbildung 9 Ultraschallaufnahme des M. add. poll. im Längsschnitt

Unter "D" sind beide Durchmesser angegeben. "L" bezeichnet den Umfang und "A" die daraus errechnete Fläche.

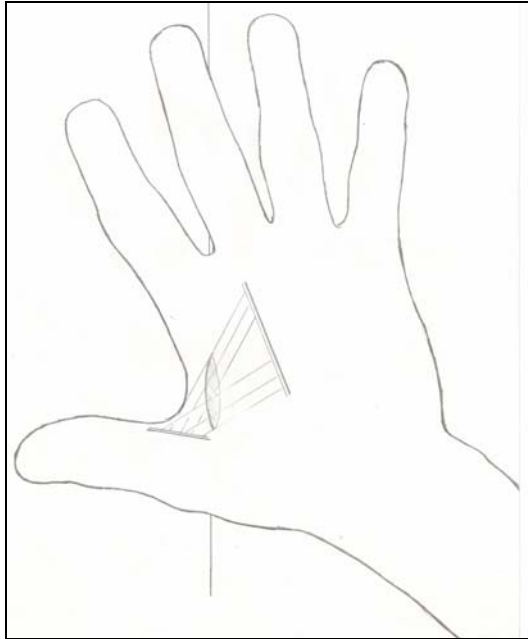


Abbildung 10 Schematische Darstellung der rechten Hand von dorsal

Die Ellipse symbolisiert die sonographische Schnittführung beim Querschnitt durch den M. add. poll.



Abbildung 11 Ultraschallaufnahme des M. add. poll. im Querschnitt.

Unter "D" sind beide Durchmesser angegeben. "L" bezeichnet den Umfang und "A" die daraus errechnete Fläche.

### **3.3. Maximalkraftmessung**

#### **3.3.1. Maximalkraft**

Um die Maximalkraft (MK) der Probanden festzustellen, wurden jeweils zu Versuchsbeginn, im Rahmen der Maximalkraftmessung (MKM), 2 maximale willkürliche Kontraktionen (maximal voluntary contraction, MVC) durchgeführt. Die Kontraktionen sollten jeweils 6 s dauern. Um Schwankungen der Kraft, die vor allem zu Beginn und am Ende der Kontraktionen auftreten, zu minimieren, wurden die ersten 3 und die beiden letzten Sekunden nicht in die Auswertung einbezogen. Die MKM wurde immer doppelt durchgeführt, wobei der höhere Messwert als MK bezeichnet wurde (Tab. 3).

#### **3.3.2. Mittlere Maximalkraft**

Da jeder Proband an 7 Versuchstagen teilnahm, wurde zur besseren statistischen Auswertbarkeit, aus den 7 Messwerten eine mittlere Maximalkraft berechnet (Tab. 1).

### **3.4. 10-min-Messung**

#### **3.4.1. Kraftreserve**

Im Verlauf der 10 min-Messung wurden minütlich maximal willkürliche Kontraktionen (maximal voluntary contraction, MVC) durchgeführt. Sie dienten der Feststellung der Kraftreserven, da sie verglichen mit der Maximalkraft die ermüdungsbedingte Kraftabnahme zeigt (Abb. 12-19).

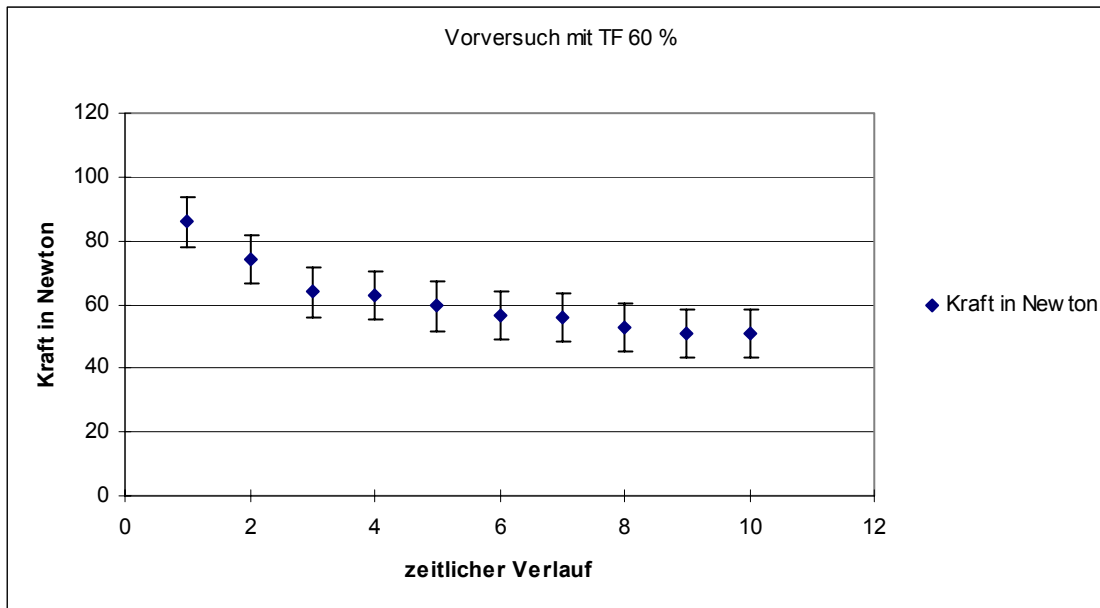


Abbildung 12 Kraftreserve (MCV) im Verlauf der 10-min-Messung des Vorversuches

Der Vorversuch wurde mit einer TF von 60 % durchgeführt. Die Punkte repräsentieren jeweils Mittelwerte +/- Standardabweichung von n = 12 Probanden. In den ersten 3 min ist die Geschwindigkeit des Kraftabfalls deutlich steiler als in den letzten. Der Abfall der Kraftreserven über 10 min ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

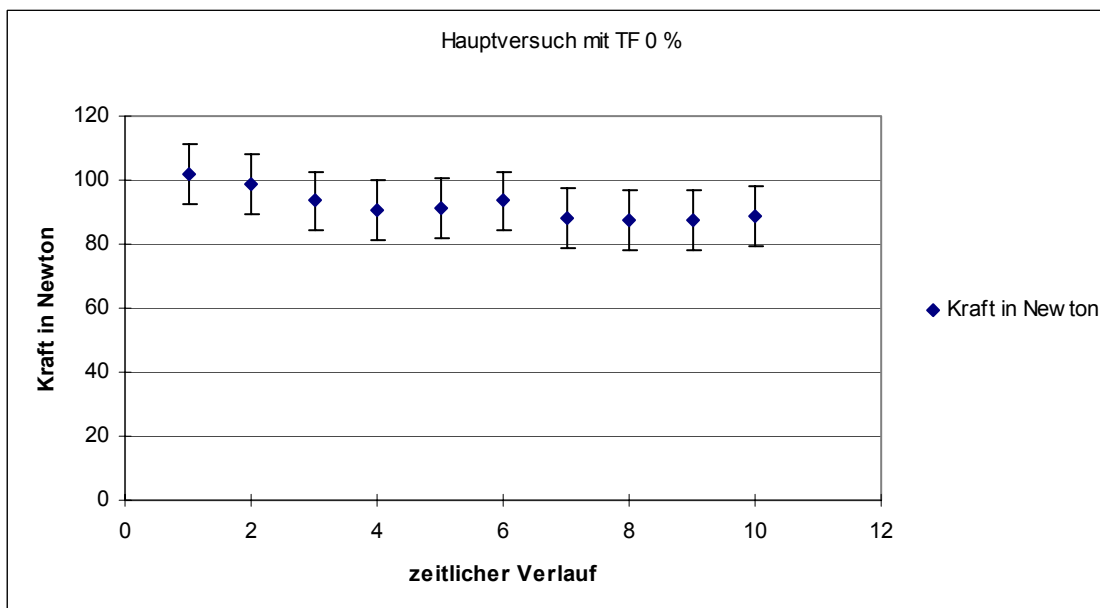


Abbildung 13 Kraftreserven im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 0 %

Die Punkte repräsentieren jeweils die Mittelwerte +/- Standardabweichung von n = 12 Probanden. Es tritt kein signifikanter Abfall der Kraftreserven auf ( $p = 0,087$ ).

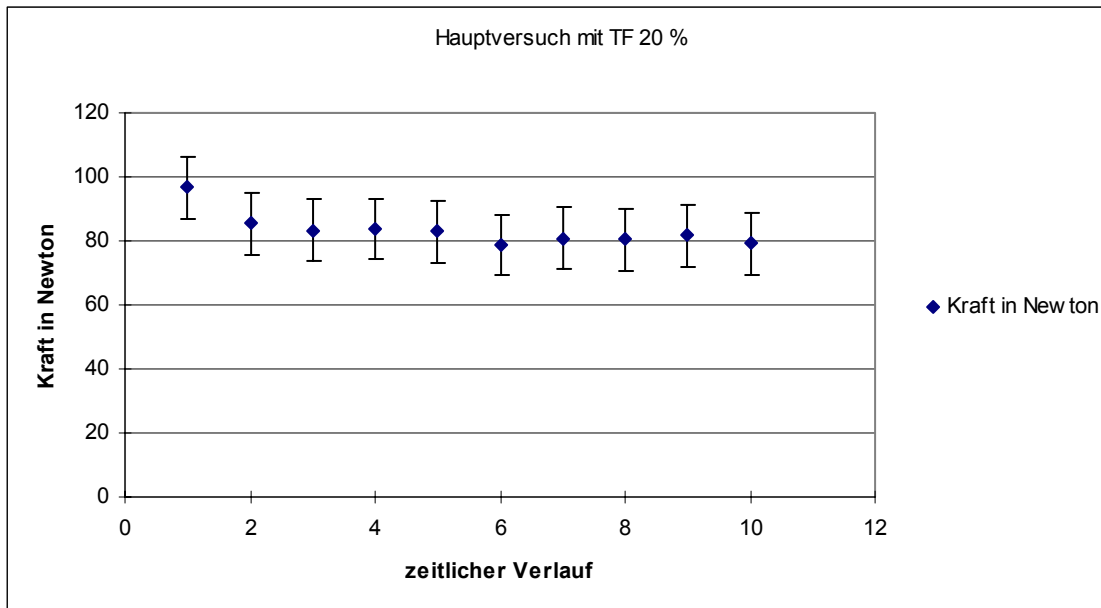


Abbildung 14 Kraftreserven im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 20 %

Die Punkte repräsentieren die Mittelwerte +/- Standardabweichung non n = 12 Probanden. Der Abfall der Kraftreserven ist statistisch signifikant ( $p = 0,012$ ).

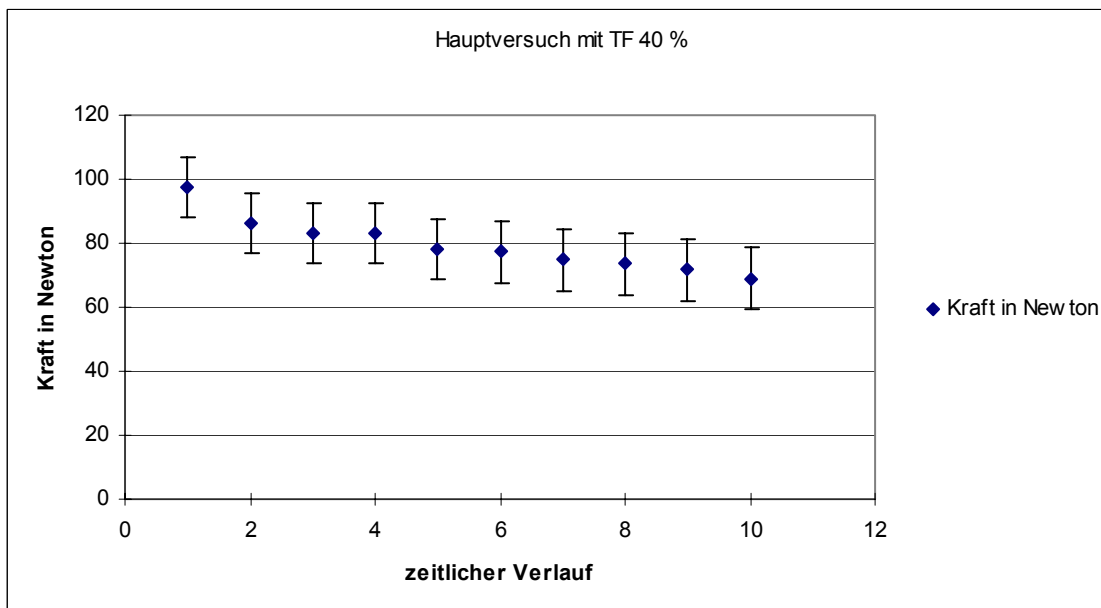


Abbildung 15 Kraftreserven im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 40 %

Die Punkte repräsentieren jeweils Mittelwerte +/- Standardabweichung von n = 12 Probanden. Der Abfall der Kraftreserven ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).



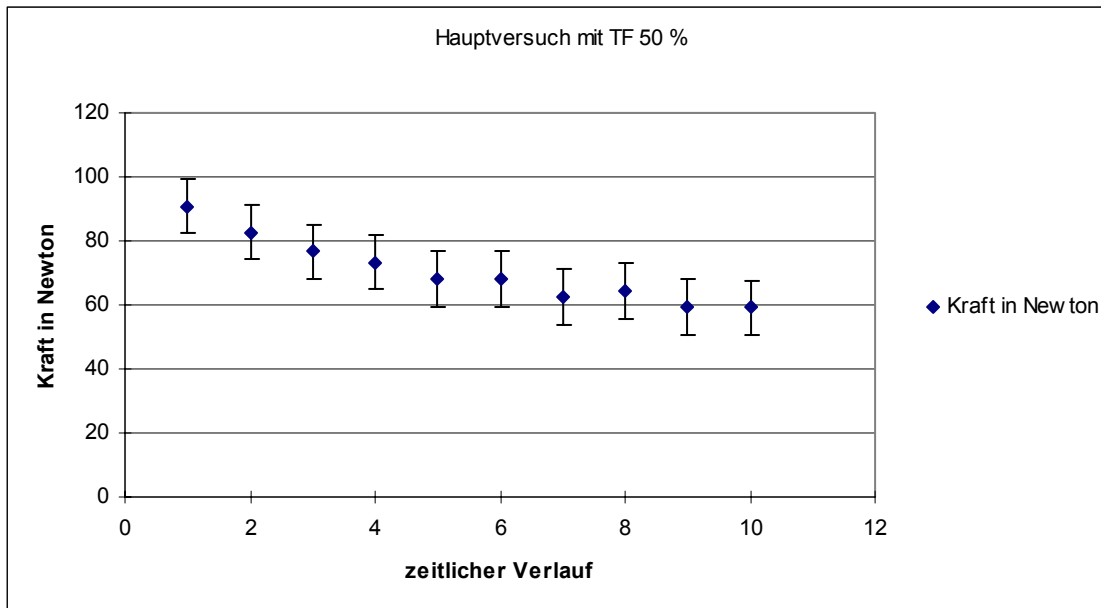


Abbildung 16 Kraftreserven im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 50 %

Die Punkte repräsentieren jeweils Mittelwerte +/- Standartabweichung von n = 12 Probanden. Der Abfall der Kraftreserven ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

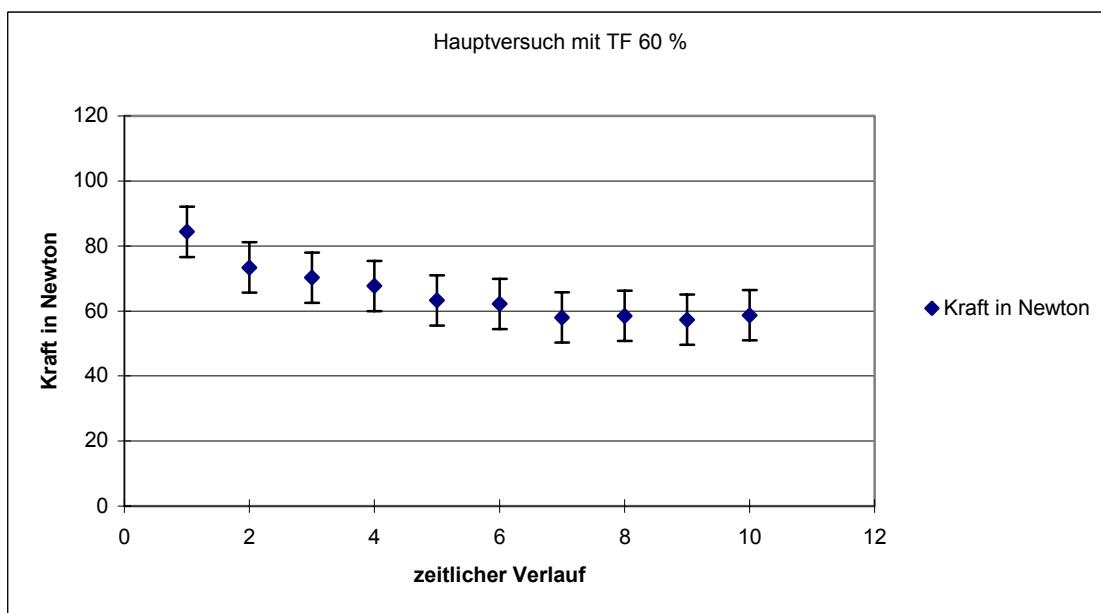


Abbildung 17 Kraftreserven im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 60 %

Die Punkte repräsentieren jeweils Mittelwerte +/- Standartabweichung von n = 12 Probanden. Der Abfall der Kraftreserven ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

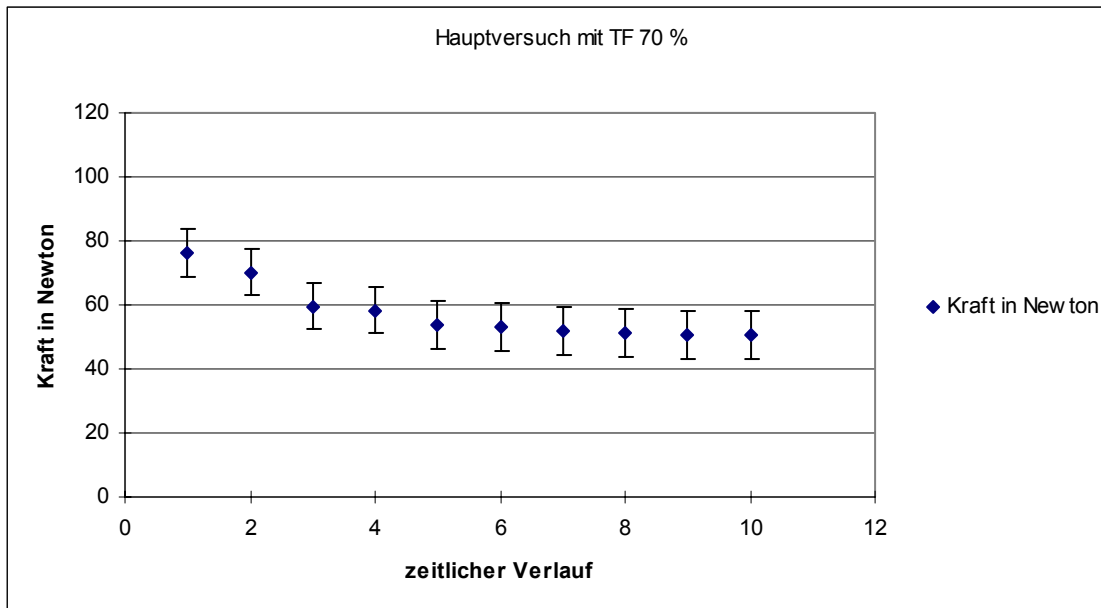


Abbildung 18 Kraftreserven im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 70 %

Die Punkte repräsentieren jeweils Mittelwerte +/- Standardabweichung von n = 12 Probanden. Der Abfall der Kraftreserven ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

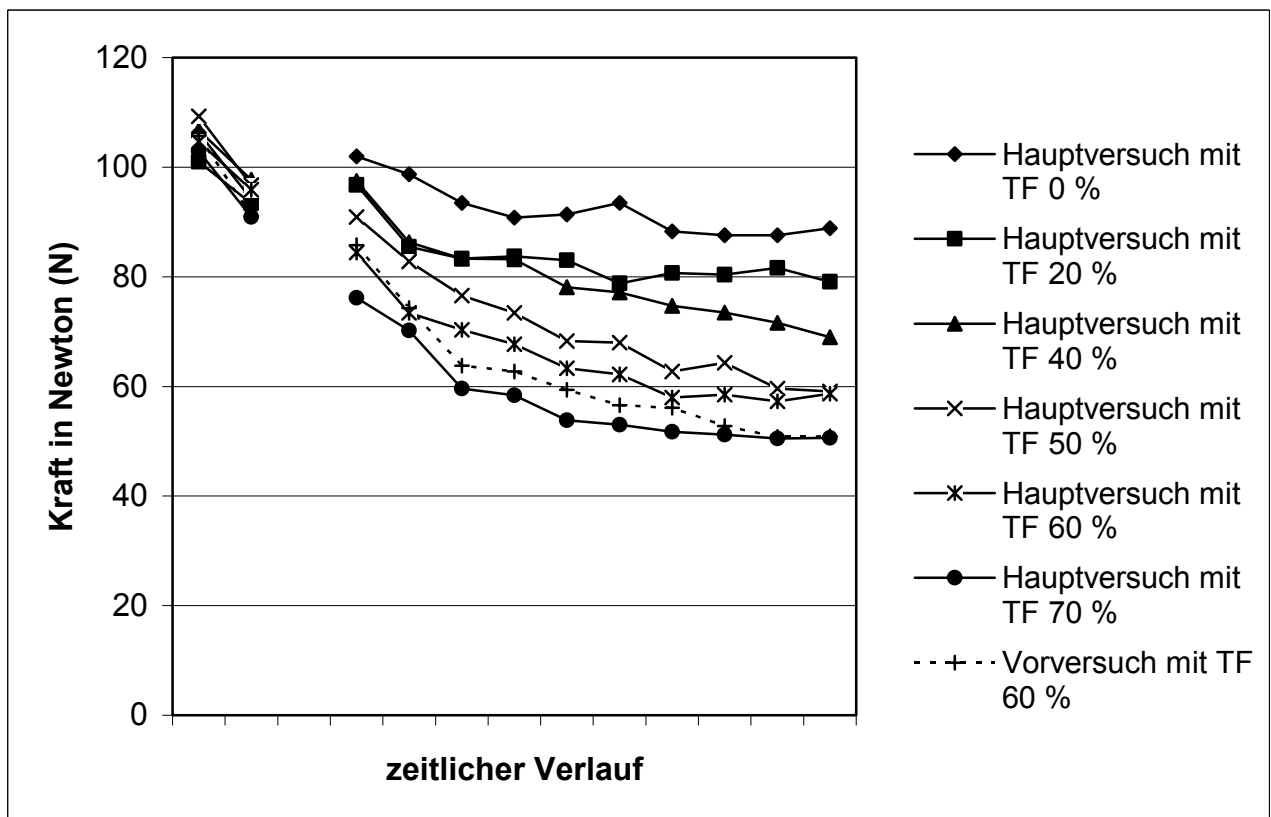


Abbildung 19 Maximalkraft im zeitlichen Verlauf

Darstellung aller 7 Versuchstypen (1 Vorversuch mit TF 60%, 6 Hauptversuche 0 bis 70%) über 10 Minuten.

Die Ergebnisse der Maximalkraftmessung zu Beginn jedes Versuches werden links dargestellt. Der Vorversuch ist gestrichelt dargestellt. Die Hauptversuche werden mit durchgezogenen Linien dargestellt.

### 3.4.2. Arbeitskapazität (Atot)

Während der 10-min-Messung wurden alle auf den Kraftaufnehmer wirkenden Kräfte digital aufgezeichnet. Das Kraftintegral wurde als Arbeitskapazität (Atot) am Ende eines jeden Versuches von dem Computer berechnet. Die Ergebnisse wurden in der Einheit Newton-Sekunden (Ns) angegeben (Abb. 20; Tab. 3-5).

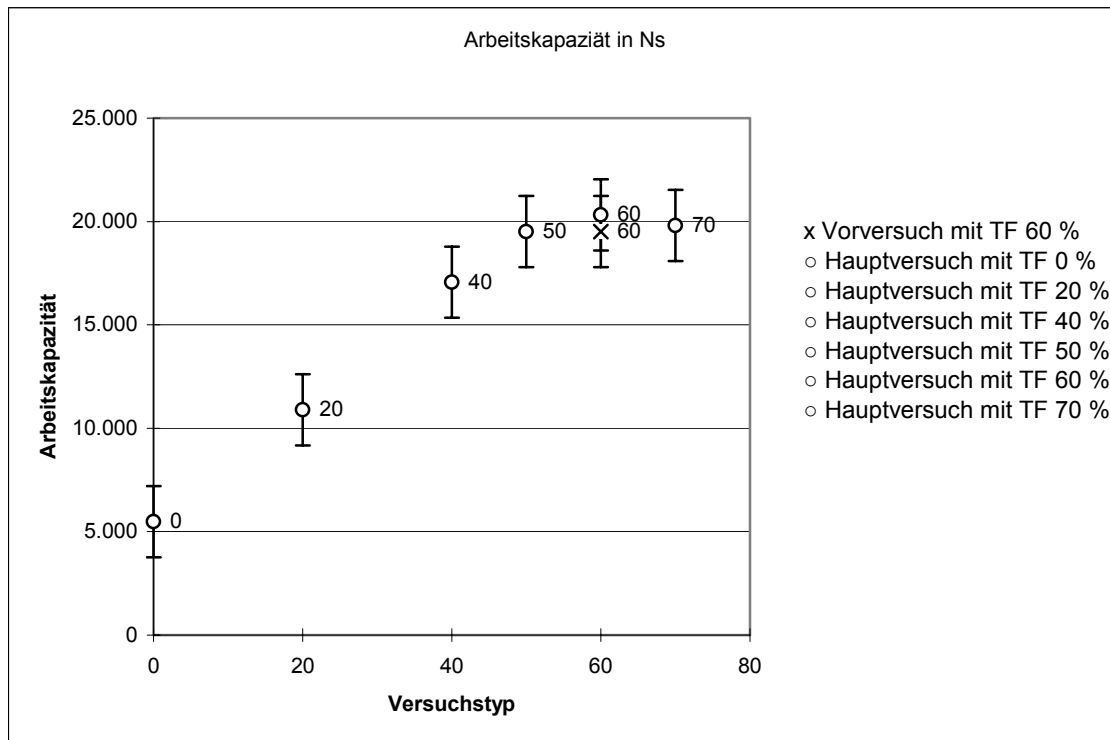


Abbildung 20 Arbeitskapazität in Abhängigkeit von der Höhe der intermittierend geforderten submaximalen Kraft

Die Abbildung zeigt die Mittelwerte +/- SD der Arbeitskapazität aller Versuchstypen von n=12 Probanden. Auf der x-Achse sind die Versuchstypen entsprechend der Höhe ihrer submaximalen Belastung abgebildet. Da sowohl der Vorversuch, als auch ein Hauptversuch mit TF 60% durchgeführt wurden, projizieren sich die Messwerte übereinander. Die auf der y-Achse eingetragene Arbeitskapazität ist in Ns angegeben.

### 3.4.3. Arbeitskapazität im geforderten Intervall (Apos)

Da die 10-min-Messung aus einem Wechsel zwischen Kontraktion und Pause bestanden, trennten wir die Arbeitskapazität entsprechend auf. Hier wurden nur die Kräfte berücksichtigt, die in den Intervallen erbracht wurden, in denen eine Kontraktion gefordert war. Die Arbeitskapazität im geforderten Intervall (Apos) wurde ebenfalls in Ns angegeben (Tab. 3-5).

#### **3.4.4. Arbeitskapazität außerhalb des geforderten Intervalls (Aneg)**

Die Arbeitskapazität außerhalb des geforderten Intervalls (Aneg) entsprechen dem Teil der Kontraktionen, die zu früh oder zu spät, also in den Pausenintervallen, erbracht wurden (Tab. 3-5).

#### **3.4.5. Ungenauigkeit (U)**

Den prozentualen Anteil der Kraft, der außerhalb des geforderten Intervalls erbracht wurde, bezeichnen wir als Ungenauigkeit (U).

$$U = 100 \times A_{neg} / A_{tot}$$

#### **3.4.6. Ausdauerleistungsgewicht (RAL)**

Um die Arbeitskapazität der verschiedenen Probanden miteinander zu vergleichen, berechneten wir einen Quotient aus Arbeitskapazität pro Muskelmasse (MMS), das Ausdauerleistungsgewicht (RAL).

$$RAL = \text{Arbeitskap.} / MMS$$

#### **3.4.7. Maximalkraftleistungsgewicht (RML)**

Das Maximalkraftleistungsgewicht (RML) beschreibt die auf die Muskelmasse bezogene Maximalkraft der einzelnen Probanden.

$$RML = MK / MMS$$

ANOVA		Mittelw.	PROBANDEN :											
		der Prob.:	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MVC 1 [N]	x	105,0	122,8	96,0	77,8	86,3	81,7	113,9	130,0	133,4	84,9	97,5	101,7	133,8
	s	0,7	2,4	4,4	1,2	1,6	3,6	1,6	3,0	2,0	1,4	2,1	1,8	2,7
	p	<0,001												
MVC 2 [N]	x	94,2	97,7	91,7	73,3	80,4	69,0	94,9	121,0	119,3	74,0	92,6	95,9	120,5
	s	0,8	5,3	3,2	1,1	2,0	3,0	2,5	2,5	1,5	1,7	1,2	2,3	3,8
	p	<0,001												
(MVC1+MVC2)/2 [N]	x	99,6	110,3	93,8	75,6	83,3	75,3	104,4	125,5	126,4	79,5	95,1	98,8	127,2
	s	0,6	2,1	3,7	1,1	1,6	2,9	2,0	2,3	1,1	0,9	1,5	1,8	3,0
	p	<0,001												
Arbeitskapazität [Ns]	x	16106	19032	16532	12632	14555	13145	15329	19432	17276	12726	16169	16579	20408
	s	654	2707	2343	1616	2014	1814	2009	3075	2187	1759	2352	2347	2746
	p	0,224												
"gute" Arbeitskapazität [Ns]	x	15108	17832	15391	11687	13717	12286	14240	18320	16411	11961	15139	15579	19235
	s	613	2515	2198	1511	1892	1711	1879	2895	2056	1645	2196	2182	2604
	p	0,195												
"schlechte" Arbeitskapazität [Ns]	x	998	1200	1140	945	837	859	1089	1112	865	764	1029	1000	1174
	s	42	198	146	111	127	108	132	181	132	116	160	168	146
	p	0,446												
% "schlechte" Arbeitskapazität	x	6,3	6,1	7,1	7,6	5,7	6,8	7,2	5,7	4,8	5,9	6,3	5,8	5,9
	s	0,1	0,3	0,3	0,3	0,2	0,6	0,2	0,1	0,3	0,2	0,3	0,3	0,2
	p	<0,001												
Motivation	x	10,0	8,4	9,7	11,3	11,3	9,6	11,3	9,4	9,7	9,7	9,1	9,3	11,3
	s	0,2	0,6	0,3	0,7	1,0	0,4	0,5	0,6	0,3	0,4	0,5	0,5	0,5
	p	0,001												
Fitness	x	10,7	10,6	9,7	11,6	11,9	10,7	11,7	11,0	10,6	10,3	9,4	9,1	11,4
	s	0,2	0,6	0,4	1,0	1,1	0,6	0,8	1,2	0,3	0,4	0,3	0,5	0,4
	p	0,092												
Angst	x	19,5	19,9	20,0	17,9	19,0	20,0	20,0	19,9	18,9	19,9	19,0	19,1	20,0
	s	0,1	0,1	0,0	0,9	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,0
	p	<0,001												

Tabelle 3 Mittelwert der Probanden über den Vorversuchen und sechs Hauptversuchen

Jede Spalte repräsentiert 1 Probanden, wobei die erste die Mittelwerte der Probanden enthält. Die Messgrößen werden einzeln aufgeführt. Unterschiede zwischen den Probanden wurden statistisch überprüft.

x: Mittelwert aus Vor- und Hauptversuch

s: Standardabweichung

p: Irrtumswahrscheinlichkeit für die Ablehnung der Nullhypothese, dass keine Unterschiede zwischen den Probanden bestehen

Bei den Messgrößen MVC1 und MVC2 handelt es sich um die maximal willkürlichen Kontraktionen (maximal voluntary contraction, MVC), gemessen in Newton, die im Rahmen der Maximalkraftmessung (MKM) erreicht wurden.

Der Begriff der Arbeitskapazität umfasst die gesamte Kraft, die während der 10- min Messung erbracht wurde (Atot).

Die „positive“ Arbeitskapazität umfasst nur den Teil, der während Intervallen erbracht wurde, in denen Kraft gefordert wurde (Apos).

Als „negative“ Arbeitskapazität wurde die Kraft bezeichnet, die außerhalb dieser Intervalle erbracht wurde (Aneg). Sie wurde als „Ungenauigkeit“ in Prozent der gesamten Arbeitskapazität angegeben (U). Bei den Messgrößen Motivation, Fitness und Angst handelt es sich um subjektive Parameter, die jeweils vor Beginn der Messung befragt wurden (s. Methodik).

ANOVA		Mittelw. der Tage:	VERSUCHSTAG:						
			1	2	3	4	5	6	7
MVC1 [N]	x	105,0	105,0	102,9	107,8	105,9	103,6	105,9	103,8
	s	2,4	6,6	6,4	6,4	5,8	6,0	6,1	6,9
	p	0,998							
MVC2 [N]	x	94,2	90,8	95,5	93,9	94,7	92,2	97,5	94,7
	s	2,1	5,2	5,9	5,8	5,2	5,4	5,9	6,2
	p	0,975							
(MVC1+MVC2)/2 [N]	x	99,6	97,9	99,2	100,8	100,3	97,9	101,7	99,2
	s	2,2	5,8	5,9	5,9	5,3	5,6	5,9	6,5
	p	0,999							
Arbeitskapazität [Ns]	x	16106	19508	15032	15941	15182	15558	15572	16249
	s	676	1004	1618	2128	1555	2066	1642	2176
	p	0,645							
"gute" Arbeitskapazität [Ns]	x	15108	18258	14113	14977	14248	14594	14601	15242
	s	637	951	1523	2006	1452	1946	1560	2040
	p	0,663							
"schlechte" Arbeitskapazität [Ns]	x	998	1246	919	964	934	964	971	1007
	s	42	63	103	126	108	127	91	142
	p	0,439							
% "schlechte" Arbeitskapazität	x	6,2	6,4	6,1	6,1	6,0	6,2	6,6	6,2
	s	0,1	0,2	0,3	0,3	0,2	0,4	0,4	0,2
	p	0,866							
Motivation	x	10,0	9,1	9,9	10,0	9,8	10,9	10,0	10,4
	s	0,2	0,3	0,4	0,5	0,4	0,5	0,4	0,7
	p	0,216							
Fitness	x	10,7	9,3	10,6	10,4	10,8	11,9	9,9	11,7
	s	0,2	0,5	0,3	0,6	0,4	0,7	0,4	0,7
	p	0,008							
Angst	x	19,5	18,8	19,4	19,6	19,6	19,6	19,6	19,6
	s	0,1	0,6	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2
	p	0,364							

Tabelle 4 Mittelwert der Messergebnisse an sieben Versuchstagen

Jeder Proband nahm an 7 Versuchstagen teil, wobei jeweils am ersten Versuchstag der Vorversuch und an den folgenden Tagen die 6 Hauptversuche in randomisierter Folge durchgeführt wurden. Die Messgrößen werden einzeln dargestellt.

Für nähere Erläuterungen siehe Tabelle 3.

x: Mittelwert aus Versuchstypen (ausgenommen ist der erste Versuchstag, hier wurde immer der gleiche Versuchstyp durchgeführt)

s: Standardfehler

p: Irrtumswahrscheinlichkeit für die Ablehnung der Nullhypothese, dass die Versuchsergebnisse keinen tagesabhängigen Schwankungen unterliegen

ANOVA		Mittelw. der Typen:	VERSUCHSTYP:						
			Vorversuch	Hauptversuche:					
			60%	0%	20%	40%	50%	60%	70%
MVC1 [N]	x	105,0	105,0	106,3	100,3	106,4	109,3	104,7	102,9
	s	2,4	5,7	6,0	6,0	6,6	6,3	6,7	6,6
	p	0,975							
MVC2 [N]	x	94,2	90,8	93,1	97,7	96,7	95,9	90,9	94,2
	s	2,1	5,2	5,4	6,2	6,1	5,5	5,5	5,5
	p	0,964							
(MVC1+MVC2)/2 [N]	x	99,6	97,9	100,3	96,7	102,0	103,0	100,3	96,9
	s	2,2	5,8	5,5	5,5	6,0	6,0	5,8	6,1
	p	0,981							
Arbeitskapazität [Ns]	x	16106	19508	5491	10895	17065	19511	20319	19805
	s	329	1004	241	626	888	993	986	1033
	p	<0,001							
"gute"	x	15108	18258	5148	10247	16008	18268	19035	18652
Arbeitskapazität [Ns]	s	314	951	237	600	849	950	936	991
	p	<0,001							
"schlechte"	x	998,1	1250	343	648	1058	1243	1284	1153
Arbeitskapazität [Ns]	s	20,2	63	29	46	55	54	66	53
	p	<0,001							
% "schlechte"	x	6,2	6,4	6,3	6,0	6,3	6,4	6,4	5,9
Arbeitskapazität	s	0,1	0,2	0,6	0,4	0,3	0,2	0,2	0,2
	p	0,815							
Motivation	x	10,0	9,1	10,5	9,8	10,1	10,6	9,6	10,4
	s	0,2	0,3	0,5	0,6	0,6	0,4	0,5	0,4
	p	0,253							
Fitness	x	10,7	9,3	11,1	10,7	11,0	11,0	9,8	11,8
	s	0,2	0,5	0,7	0,6	0,5	0,3	0,3	0,7
	p	0,333							
Angst	x	19,5	18,8	19,6	19,6	19,6	19,6	19,6	19,4
	s	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3
	p	0,364							

Tabelle 5 Ergebnisse der Kraftmessung und der subjektiven Selbsteinschätzung, geordnet nach Versuchstypen

Jeder Proband nahm an 7 Versuchstagen teil: ein Vorversuch, in dem eine submaximale Kraft (target force, TF) in Höhe von 60% gefordert wurde und 6 Hauptversuche, deren TF zwischen 0 und 70% lag.

Die Versuchstypen wurden in randomisierter Folge den Versuchstagen zugeordnet. Der Vorversuch wurde allerdings immer am ersten Tag durchgeführt. Unterschiede zwischen den Versuchstypen wurden mittels Varianzanalyse überprüft.

Für nähere Erläuterungen siehe Tabelle 3.

x: Mittelwerte über die Probanden, geordnet nach dem Versuchstypus

s: Standardabweichung

p: Irrtumswahrscheinlichkeit für die Ablehnung der Nullhypothese, dass kein Unterschied zwischen den Versuchstypen besteht

## **4. Ergebnisse**

### **4.1. Anthropometrische Daten**

#### **4.1.1. Körpergröße und -gewicht**

Das mittlere Körpergewicht der Versuchsteilnehmer wurde am ersten Versuchstag gemessen und betrug im Durchschnitt 68.7 kg (Tab. 1). Frauen lagen mit 62.7 kg im Mittel 13 kg niedriger als die männlichen Probanden (75.8 kg). Die Körpergröße der Probanden differierte zwischen 170 und 190 cm, wobei die weiblichen Probanden mit 173.8 cm im Mittel etwa 8 cm kleiner waren als die männlichen Versuchsteilnehmer. Diese erreichten eine durchschnittliche Größe von 181.5 cm. Die mittlere Größe aller Versuchsteilnehmer betrug 177.4 cm.

#### **4.1.2. Muskelmaße**

Die sonographische Untersuchung des Knochens, des Os metacarpale II, ergab für die männlichen Versuchsteilnehmer größere Messwerte (Tab. 1) für den Knochendurchmesser, als für die weiblichen. Sie lagen mit 10.5 mm fast 2 mm über dem Durchschnitt der Frauen. Ein ähnliches Verhältnis konnte auch für den Muskelquerschnitt des Musculus adductor pollicis, der an diesem Knochen inseriert, gemessen werden. Die weiblichen Probanden lagen sowohl im Durchmesser 1 und 2, als auch bezüglich des Umfangs etwa 15 bis 20 % unter den Messwerten der Männer. Die Muskelfläche lag in dieser Schnittebene sogar 37 % unter dem Mittelwert der männlichen Teilnehmer. Im Muskellängsschnitt zeigten die Frauen meist geringfügig höhere Mittelwerte, wobei allerdings die Werte beider Geschlechter nie mehr als 2% differierten. Der Muskelmassenschätzwert lag im Mittel bei 5414 +/- 111.1 mg, wobei die weiblichen Versuchsteilnehmer mit 4032 +/- 169.2 mg etwa 40% unter dem Wert der Männer (6796 +/- 144.2 mg) lagen.

### **4.2. Maximalkraft**

Die zu Beginn jedes Versuchs durchgeführte Maximalkraftmessung (MKM) diente der Ermittlung der Maximalkraft (MK) (Abb. 5, 19, Tab. 3-5).



#### **4.2.1. Vergleich der ersten und zweiten Kontraktion der MKM**

Durchschnittlich erreichten die Probanden bei der ersten Kontraktion 105.0 +/- 0.7 N und bei der zweiten MVC 94.2 +/- 0.8 N. Die erste der beiden MVC lag somit durchschnittlich etwas höher als die zweite, allerdings erreichte die Differenz nicht das Signifikanzniveau ( $p=0.143$ ).

#### **4.2.2. Individuelle Schwankungen der Maximalkraft**

Die einzelnen Probanden erreichten an den verschiedenen Versuchstagen vergleichbare MK. Somit ergab sich in der Varianzanalyse kein systematischer Zusammenhang mit dem Versuchstag ( $p=0.998$ ; Tab. 4) oder dem Versuchstyp ( $p=0.975$ , Tab. 5).

#### **4.2.3. Interindividuelle Unterschiede der Maximalkraft**

Die MK der Probanden war individuell verschieden. Statistisch zeigte sich ein hoch signifikanter Unterschied von Proband zu Proband ( $p<0.001$ , Tab. 3). Die Spannweite der MK reichte von 81.7 +/- 3.6 bis hin zu 133.8 +/- 2.7 N. Im Mittel erzielten die Probanden 105 +/- 0.7 N.

#### **4.2.4. Unterschied der Maximalkraft zwischen den Geschlechtern**

Die MK der weiblichen Probanden lag deutlich unter den Werten, die von männlichen Versuchsteilnehmern erreicht wurden. Im Durchschnitt aller Versuche erreichten Frauen 84.6 +/- 1.6 N, Männer erreichten 114.6 +/- 2.2 N. Der Unterschied zwischen den Geschlechtern war statistisch hoch signifikant ( $p<0.001$ ; Tab. 1).

### **4.3. Verlauf der Kraftreserven**

Zur Objektivierung der Kraftabnahme wurden während der 10-min-Messung minütlich maximal willkürliche Kontraktionen (MVC) durchgeführt.

#### **4.3.1. Vorversuch**

Jeder Proband durchlief am ersten Versuchtag den Vorversuch. Er bestand, wie alle weiteren Versuche, aus einer MKM zur Festlegung der individuellen MK und aus der darauf folgenden 10-min-Messung, in der intermittierend submaximale Kontraktionen

und im Minutentakt MVC gefordert wurden. Der Vorversuch unterschied sich von den anderen Versuchstagen durch seine festgelegte submaximale Belastung (TF). Sie betrug immer 60 % der MK.

Eine schematische Abbildung des Versuches ist in Abbildung 5 dargestellt. Der tatsächliche Verlauf der submaximalen und maximalen Kontraktionen der 10-min-Messung ist in Abbildung 21 abgebildet. In dieser Graphik wurden die Mittelwerte aller Probanden in 2 sec Intervallen gemittelt.

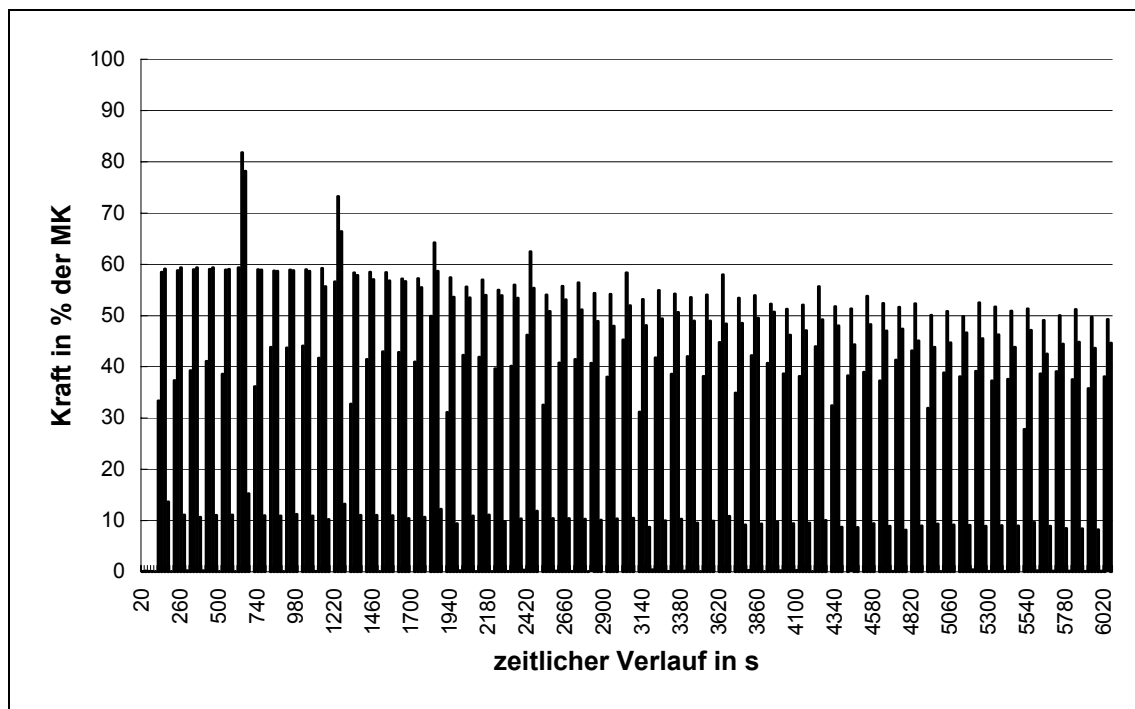


Abbildung 21 Relative Kraft, bezogen auf die Maximalkraft im Verlauf der 10-min-Messung des Vorversuches mit TF 60 %

Auf der x-Achse wird der zeitliche Verlauf in s dargestellt. Die Probanden ( $n = 12$ ) im Mittel erreichte Kraft ist in Prozent der Maximalkraft auf der y-Achse aufgetragen. Die Balken repräsentieren jeweils die Mittelwerte über einen Zeitraum von 2 s. Die 10 min dauernde Messung wird unterteilt in 10 1-min-Zyklen. Diese beinhalten jeweils 5 submaximale Kontraktionen, gefolgt von einer maximalen Kraftanstrengung (MVC). Die erste Säule in einem 6-s-Intervall ist etwas niedriger als die zweite Säule, weil die Reaktionszeit innerhalb des ersten 2-s-Intervalls jeder Kraftanforderung enthalten ist.

Die MVC am Ende jeder Minute sind bis zur Sekunde 4220 an den höheren Werten im Vergleich zur submaximalen Anstrengung erkennbar. In den letzten Minuten der Belastung heben sich die MVC dagegen nicht mehr von den submaximalen Kontraktionen ab. Bei dieser Art der Darstellung hat man die Möglichkeit, den Kraftverlauf eines Arbeitszyklus detailliert zu betrachten. Der 1. Balken eines 10 s Arbeitszyklus gibt in erster Linie Auskunft über die Reaktionsgeschwindigkeit der Probanden, der 2. Balken liegt in der Regel am höchsten und repräsentiert die TF,

welche bei zunehmender Ermüdung mit der MK übereinstimmt. Der 3. Balken lässt erkennen, inwieweit die Probanden in der Lage waren, die geforderte Kraft über 6 s hinweg zu halten. Anhand des schon im Bereich der Pause liegenden 4. Balkens sieht man, wie schnell die Probanden die Kontraktion beenden konnten (Reaktionsgeschwindigkeit). Im Bereich des 5. Intervalls ist in der Regel kein Balken sichtbar, da hier die Kräfte tatsächlich bei 0% der MK lagen.

Um individuelle Unterschiede besser beurteilen zu können, verwendeten wir zudem eine nach Probanden getrennte Darstellung der 10-min-Messungen der Vorversuche (Abb. 22). Um die Anzahl der Graphiken zu begrenzen, wurden die Messungen in sehr komprimierter Form dargestellt. Da das Auflösungsvermögen des Druckers begrenzt war, wird bei dieser Darstellung nur die jeweils größte Kraft in einem 10-s-Intervall (Arbeitszyklus) wiedergegeben.

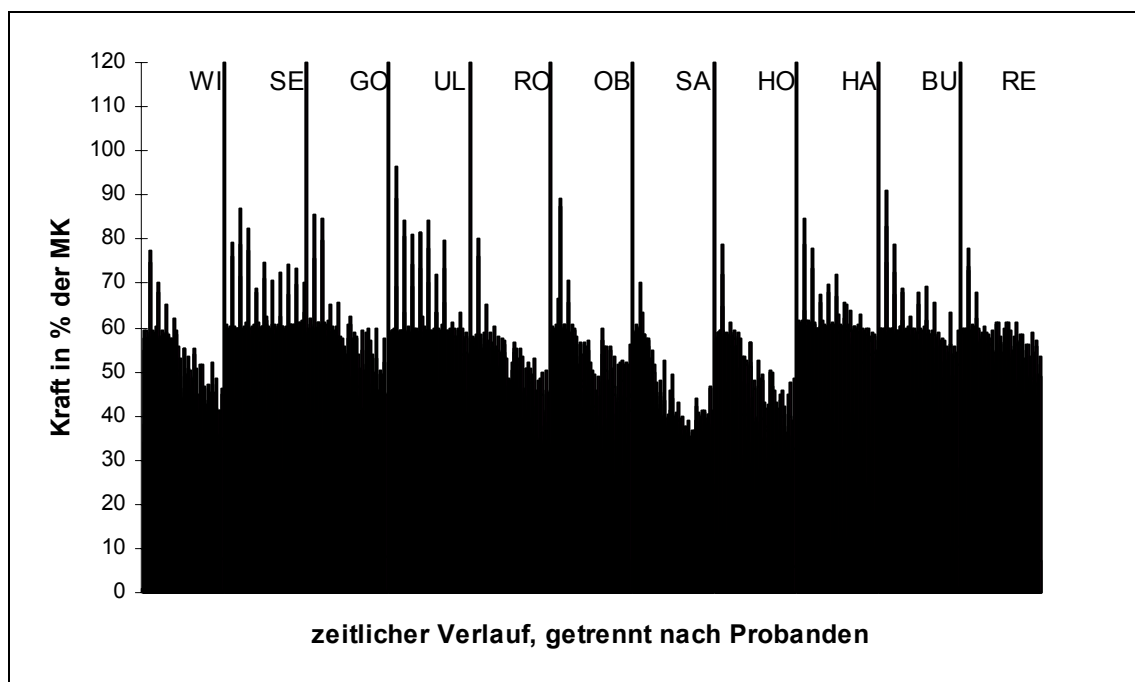


Abbildung 22 Kraftspitzen aller Probanden im Verlauf der 10-min-Messung des Vorversuches mit TF 60 %

Die Probanden werden von links nach rechts hintereinander aufgereiht, somit wiederholt sich die auf der x- Achse aufgetragene Versuchszeit entsprechend der Anzahl der Versuchsteilnehmer. Auf der y-Achse wird die Kraft in Prozent der Maximalkraft (MK) angegeben. Aufgrund der komprimierten Darstellung werden die Pausen nicht abgebildet. Die Balken repräsentieren jeweils den höchsten 2-s-Mittelwert aus den 10 s dauernden Arbeitszyklen.

Bei dem Probanden HA lag ein Verlauf vor, wie er theoretisch zu erwarten wäre. Die in den MVC ermittelten Kraftreserven überstiegen in den ersten 5 1-min-Zyklen noch deutlich die geforderte TF. Im 6. 1-min-Zyklus wurde in der MVC nur noch das Niveau der TF erreicht und im weiteren Verlauf sank die erbrachte Kraft sogar unter die TF ab. Bei anderen Probanden, wie beispielsweise SE, UL und BU, lag die Kraftreserve nahezu für den gesamten Verlauf der 10-min-Messung über der geforderten TF und diese konnte stets in voller Höhe erbracht werden. Anhand des Verlaufes der Kraftreserven lässt sich eine weitere Gruppe von Probanden zusammenfassen. Die Probanden, WI, RO, OB, SA und HO, fielen schon in den ersten 1-min-Zyklen unter den Bereich der TF, auch im weiteren Verlauf konnten sie auch bei MVC die TF nicht mehr erreichen. Bei der isolierten Betrachtung der Kraftreserven fällt auf, dass ein Großteil der Werte in dem Bereich zwischen 70 und 50 % der ursprünglich erreichten MK lagen. Am Ende der 10-min-Messung erreichen diese Versuchsteilnehmer etwa nur noch die Hälfte (ca. 50 %) der initialen MK.

#### 1.) Kraftreserve (MVC)

Betrachtet man die Mittelwerte über alle Probanden (Abb. 12, 19, 21), so erkennt man, dass die Kraftreserven bis zum 3. 1-min-Zyklus steil abfielen. Danach nahm die Steilheit des Abfalls der Kraftreserven deutlich ab. Dennoch unterschritten die Kraftreserven ab dem 5. 1-min-Zyklus das Niveau der geforderten TF. Parallel zum Abfall der Kraftreserven setzte ab dem 2. 1-min-Zyklus auch ein verstärkter Abfall der submaximalen Kraft ein. Die geforderte TF konnte nicht mehr erreicht bzw. gehalten werden. Die Kraftreserven näherten sich immer mehr der Höhe der erbrachten submaximalen Kraft, um ab dem 7. 1-min-Zyklus nicht mehr davon abgrenzbar zu sein. Zu Beginn der 10-min-Messung konnten die Probanden durchschnittlich noch knapp 85% ihrer MK erreichen. Die Kraftreserven fielen bis zum Ende der 10-min-Messung auf Werte im Bereich der 60% Marke. Bei dieser Betrachtung wurden allerdings nur die höchsten 2 s Mittelwerte eines Arbeitszyklus berücksichtigt. Bei der Betrachtung der mittleren Kraft jedes MVC, die als die eigentliche Kraftreserve definiert wurde (Abb. 12), fällt ein steiler Abfall, ausgehend von der MK, bis zum 3. 1-min-Zyklus auf, danach folgte ein verlangsamter weiterer Abfall. Die 95 % Konfidenzintervalle der ersten beiden, verglichen mit den letzten 3 Kraftreserven überlappten sich nicht. Entsprechend zeigte auch die einfaktorielle Varianzanalyse einen signifikanten Abfall der Kraftreserven im zeitlichen Verlauf ( $p < 0.001$ ).

## 2.) Durchhaltevermögen bei der submaximalen Kraft

In dem 1. 1-min-Zyklus konnten die Probanden die geforderte TF nahezu perfekt halten (Abb. 21), und zwar für den Zeitraum von 4 s. Das jeweils 1. 2-s-Intervall eines Arbeitszyklus lag aufgrund der Reaktionszeit immer unter dem Niveau der TF. Der 2. 1-min-Zyklus erscheint dem 1. zunächst sehr ähnlich. Dennoch fiel auf, daß innerhalb des letzten submaximalen Arbeitszyklus die geforderte TF nur für die Dauer eines Balkens (2 s) vollständig gehalten wurde.

Im Laufe der 3. Minute erreichte in den Arbeitszyklen nur noch ein 2-s Messwert (1. Balken) die geforderte TF. In den letzten beiden Sekunden war jetzt regelmäßig ein Kraftabfall festzustellen.

Am Ende der 4. min lag zum letzten Mal die mittlere MVC oberhalb der 60 % Marke. Die erbrachte Kraft fiel im weiteren Verlauf weiter ab. Gegen Ende der 5. min wurden im mittleren 2-s-Intervall der submaximalen Belastung nur noch etwa 55% statt der geforderten TF von 60 % erbracht. Der den submaximalen Spitzenwerten folgende Messwert des 3. 2-s-Intervalls fiel ebenfalls weiter ab, er lag im Mittel nur noch bei 48% der MK. Auch in der darauf folgenden MVC konnten die Probanden im Mittel die 60% Marke nicht mehr erreichen. Die Kraftreserven waren auf 58% der im Vorfeld ermittelten MK zusammengeschrumpft.

Der Abbau der Kraftreserven schritt in den folgenden Minuten nahezu linear voran. Ab dem 8. 1-min-Zyklus hob sich die MVC nicht mehr von den submaximalen Kräften ab. In der letzten Minute der 10-min-Messung lagen die höchsten 2-s-Mittelwerte im Bereich von 50% der ursprünglichen MK und ein weiterer Kräfteabfall war kaum noch erkennbar.

### **4.3.2. Hauptversuche**

Die Hauptversuche waren prinzipiell genauso aufgebaut wie der Vorversuch. Im Unterschied zu dem Vorversuch wurde dagegen an jedem Versuchstag eine andere TF eingestellt. Die Probanden wurden randomisiert den submaximalen Belastungsstufen (target force, TF) zugeteilt. Sie betrug 0, 20, 40, 50, 60 oder 70 % der initial ermittelten MK. Jeder Proband absolvierte 6 Hauptversuche und durchlief somit in randomisierter Folge jede Belastungsstufe.

## 1. ) Hauptversuch mit einer TF von 0 %

Wie in Abbildung 23 und 24 dargestellt, wurden 0 %, bzw. keine TF von den Probanden gefordert. Aus diesem Grund kamen, abgesehen von Schwankungen um den Nullwert, nur die minütlich durchgeführten MVC zur Abbildung. Der Abfall dieser Kraftreserven war insgesamt gering (Abb. 13, 19, 23).

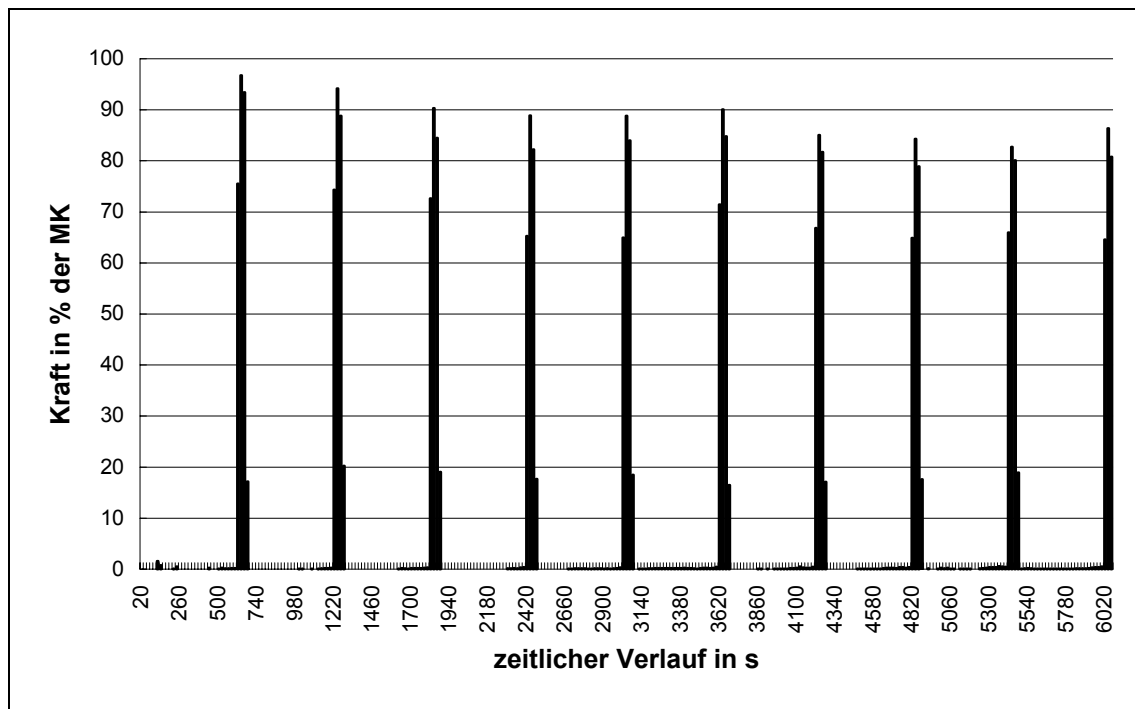


Abbildung 23 Relative Kraft, bezogen auf die Maximalkraft im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuchs mit TF 0 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 21.

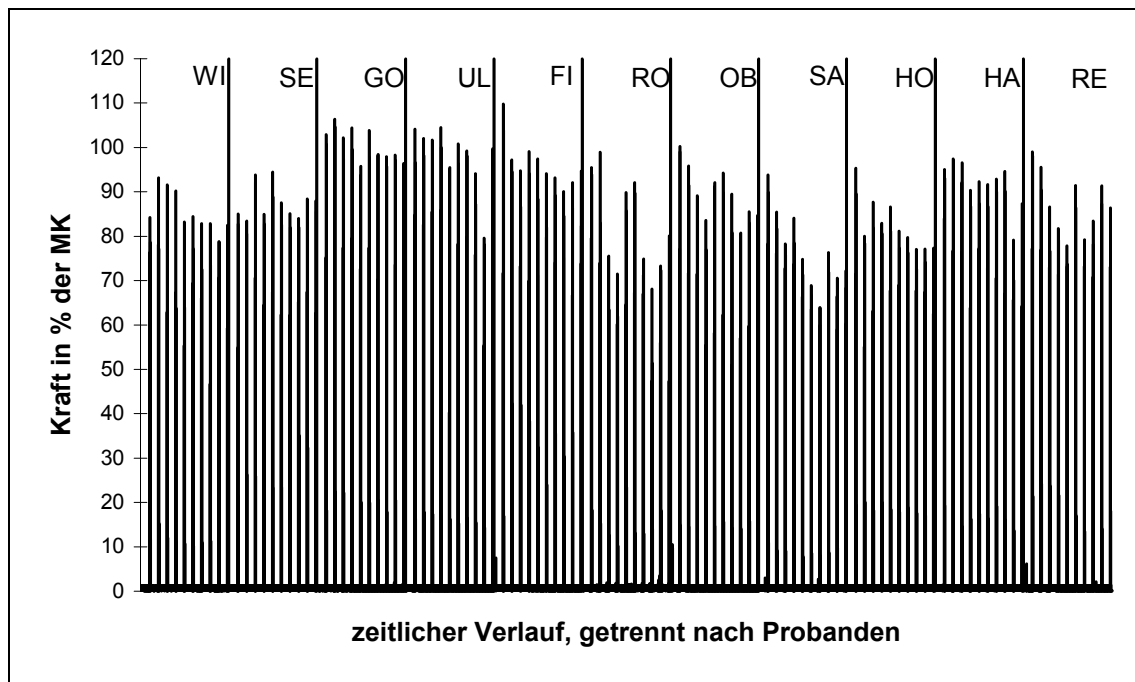


Abbildung 24 Kraftspitzen aller Probanden im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 0 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 22.

### Kraftreserve

Einen deutlichen, wenn auch nicht kontinuierlichen Abfall konnte man bei dem Proband SA sehen (Abb. 24). Bei ihm nahmen die Kraftreserven in den 3 ersten 1-min-Zyklen annähernd linear ab. In der 4. Minute kam es zu einem Wiederanstieg bis über das Niveau der Kraftreserve des 3. 1-min-Zyklus. In den Minuten 5 bis 7 nahm die Kraft weiter ab. Ein zweiter Wiederanstieg folgte in den 1-min-Zyklen 8, 9 und 10.

Einen davon deutlich abweichenden Verlauf zeigte beispielsweise WI. Hier lag die Kraftreserve des 1. 1-min-Zyklus unter dem Niveau des folgenden 1-min-Zyklus. Der weitere Verlauf war unregelmäßig und zeigte ebenfalls einen für diesen Versuchstyp kennzeichnenden nicht kontinuierlichen Verlauf. Bei dem Vergleich der Probanden miteinander fiel weiterhin auf, dass die Versuchsteilnehmer GO, UL, FI und HA, alle weiblichen Geschlechtes, tendenziell höhere Kraftreserven erreichten, als die männlichen Probanden.

Betrachtet man die Mittelwerte über alle Probanden (Abb. 23), so zeigt sich ein geringer Abfall der Kraftreserven bis zur 3. Minute, danach ist kein eindeutiger weiterer Abfall zu erkennen. Die Werte fielen von etwa 95 % im 1. 1-min-Zyklus auf etwa 86% in der letzten Minute. Bei diesem verhältnismäßig geringen Abfall konnten zwei Werte ermittelt werden, die geringfügig über dem Niveau der Kraftreserven der vorangehenden Minute lagen. Es handelt sich hierbei um die Kraftreserve des 6. und 10. 1-min-Zyklus.

#### Submaximale Kraft

Da die Probanden neben den minütlichen MVC keine weiteren submaximalen Belastungen erbringen mussten, zeigten sich keine eindeutigen Ermüdungszeichen. In Abbildung 13 ist eine Überlappung der 95 % Konfidenzintervalle zu erkennen. Entsprechend ergab auch die einfaktorielle Varianzanalyse keine signifikante Abnahme der Kraftreserven im Verlauf der 10-min-Messung ( $p=0.087$ ).

#### 2.) Hauptversuch mit einer TF von 20 %

Im Gegensatz zu dem Versuchstyp mit einer TF von 0 % war hier ein eindeutiger Kräfteabfall im Verlauf der 10-min-Messung zu erkennen (Abb. 14 und 25). Auch hier waren klare Unterschiede zwischen den Probanden erkennbar (Abb. 26). Betrachtet man beispielsweise die 10-min-Messung des Probanden RE, so sieht man einen deutlichen Abfall der Kraftreserven, der jedoch in den 1-min-Zyklen 5, 7 und 9 durch einen Wiederanstieg unterbrochen wurde. Bei dem Proband HA, bei dem ebenfalls ein diskontinuierlicher Verlauf sichtbar ist, kann man keine eindeutige Abnahme der Kraftreserven erkennen. Ähnlich wie bei dem Versuchstyp mit 0 % TF, so ist auch hier die ausgeprägte interindividuelle Variabilität des Verlaufes der Kraftreserven typisch.



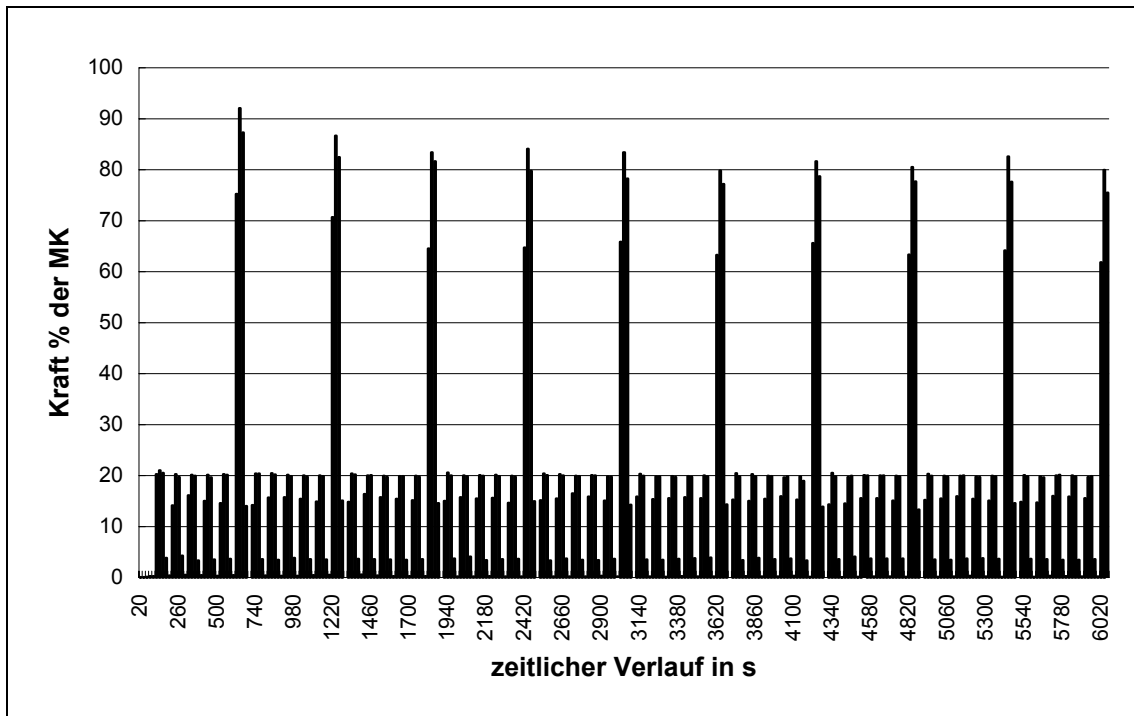


Abbildung 25 Relative Kraft, bezogen auf die Maximalkraft im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuchs mit TF 20 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 21.

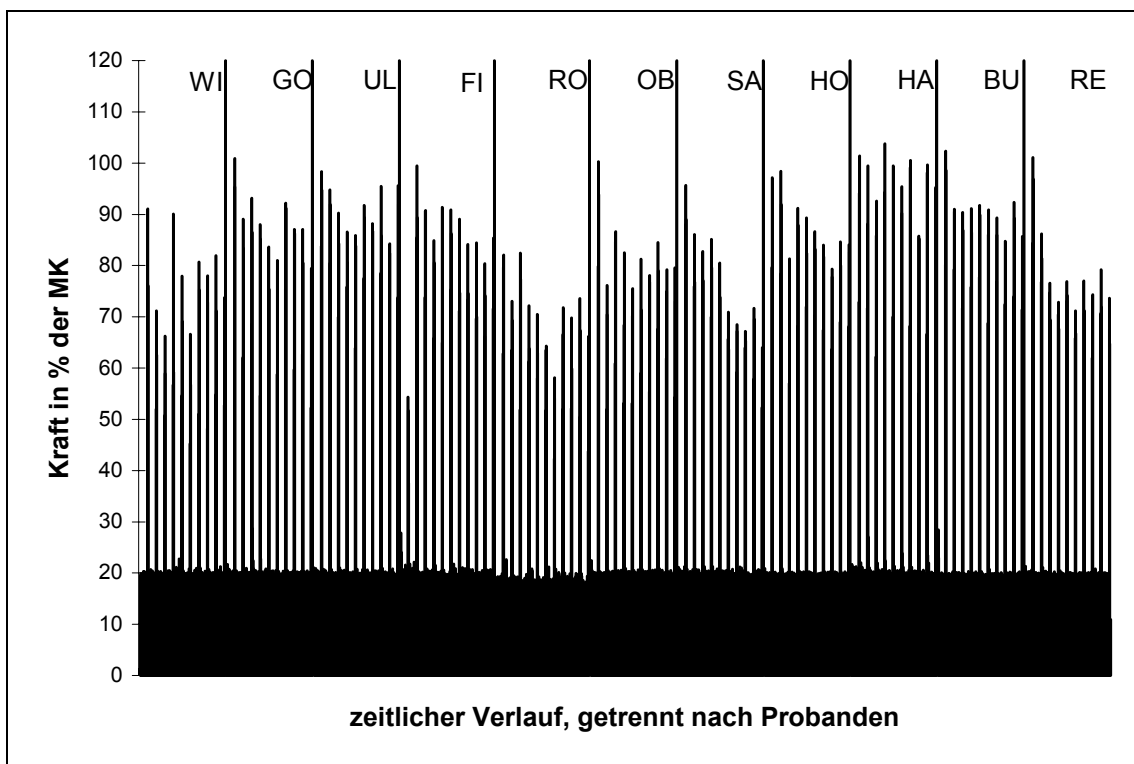


Abbildung 26 Kraftspitzen aller Probanden im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 20 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 22.

## Kraftreserve

Betrachtet man die Mittelwerte der Kraftreserven (Abb. 14, 25), so sieht man einen geringen Abfall in den 3 ersten 1-min-Zyklen. In den folgenden 7 Minuten schwankten die Kraftreserven und ein klare Verminderung war nicht mehr zu erkennen. Dennoch zeigte dieser Versuchstyp einen statistisch signifikanten Abfall der Kraftreserve ( $p=0.012$ ). Bei dem Vergleich der 95 % Konfidenzintervalle (Abb. 14) kann man 2 Werte erkennen, die keine Überlappung zeigten; hierbei handelt es sich um die erste MVC und letzte MVC der 10-min-Messung. Insgesamt gesehen kam es bei dieser Belastung zu einer Abnahme der Kraftreserven um etwa 20 %, bezogen auf die MK.

## Submaximale Kraft

Alle Probanden waren während der gesamten Messung in der Lage, die intermittierend geforderte TF von 20 % zu erreichen und zu halten (Abb. 25).

### 3.) Hauptversuch mit einer TF von 40 %

Bei diesem Versuchstyp sollten die Probanden während der ersten 6 s eines Arbeitszyklus eine Kraft in Höhe von 40 % der MK erbringen (Abb. 27, 28). Am Beispiel der Probandin BU (Abb. 28) ist sehr schön zu erkennen, wie der Verlauf der Kraftreserven annähernd linear abfiel aber immer deutlich oberhalb der konstanten Kraft während der submaximalen Kontraktionen lag. Einen ähnlichen, wenn auch weniger gleichmäßigen Verlauf, zeigten die Probanden SA, HO und RE. Bei SA kam es zu insgesamt drei "Einbrüchen", in denen er die geforderte TF nicht halten konnte. Diese betrafen die Minutenzyklen 1, 7, 8 und 9. Der Proband UL fiel aus dem Muster des annähernd gleichmäßigen Abfalls der Kraftreserven heraus. Die Kraftreserven höheren Niveaus wechselten mit niedrigeren ab, wobei die Schwankungen im Verlauf der 10-min-Messung geringer wurden. Insgesamt war es allen Probanden möglich, im Rahmen der MVC Kraftreserven zu mobilisieren, die deutlich über dem submaximalen Belastungsniveau lagen. Die TF, die in Abbildung 28 wie ein schwarzer horizontaler Balken erscheint, konnte ebenfalls weitgehend von allen Teilnehmern über die gesamte 10-min-Messung erreicht und gehalten werden. Der Proband SA stellte mit den oben beschriebenen Einbrüchen eine Ausnahme dar. Im Gegensatz zu den Versuchstypen mit 0 und 20 % TF war hier bei der Mehrheit der Probanden ein deutlicher Abfall der Kraftreserven zu erkennen. Lediglich zwei weibliche Probanden,

GO und UL, konnten sich diesem Trend widersetzen und die Kraftreserve nahezu konstant auf hohem Niveau halten.

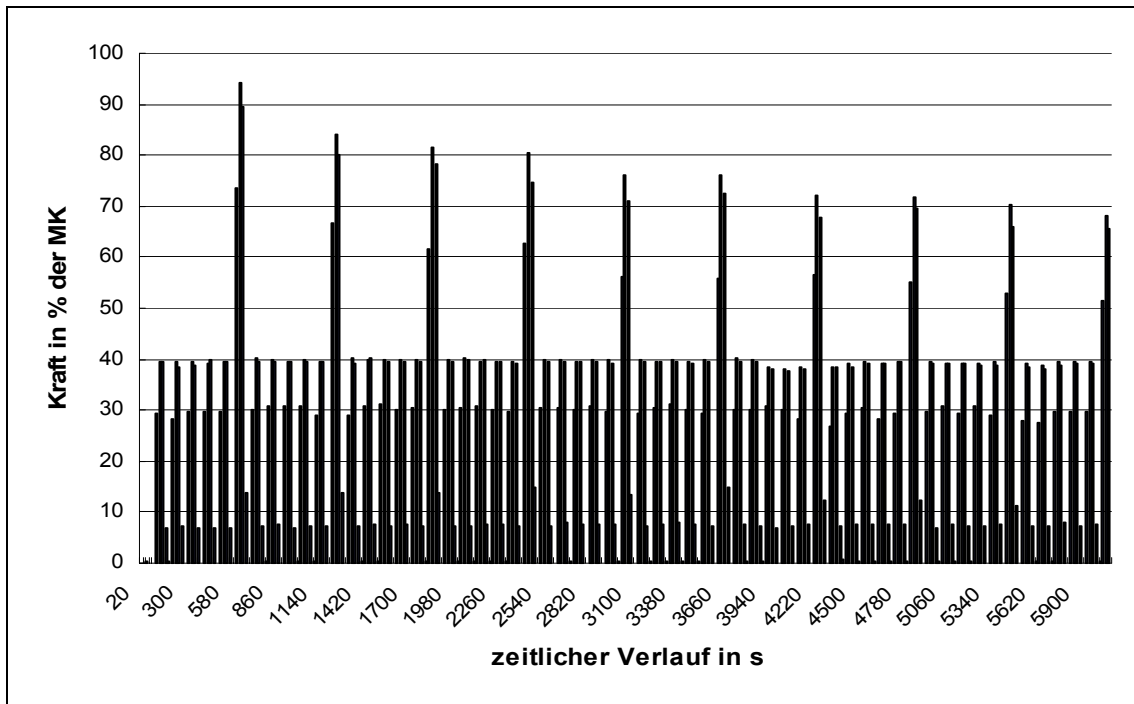


Abbildung 27 Relative Kraft, bezogen auf die Maximalkraft im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuchs mit TF 40 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 21.

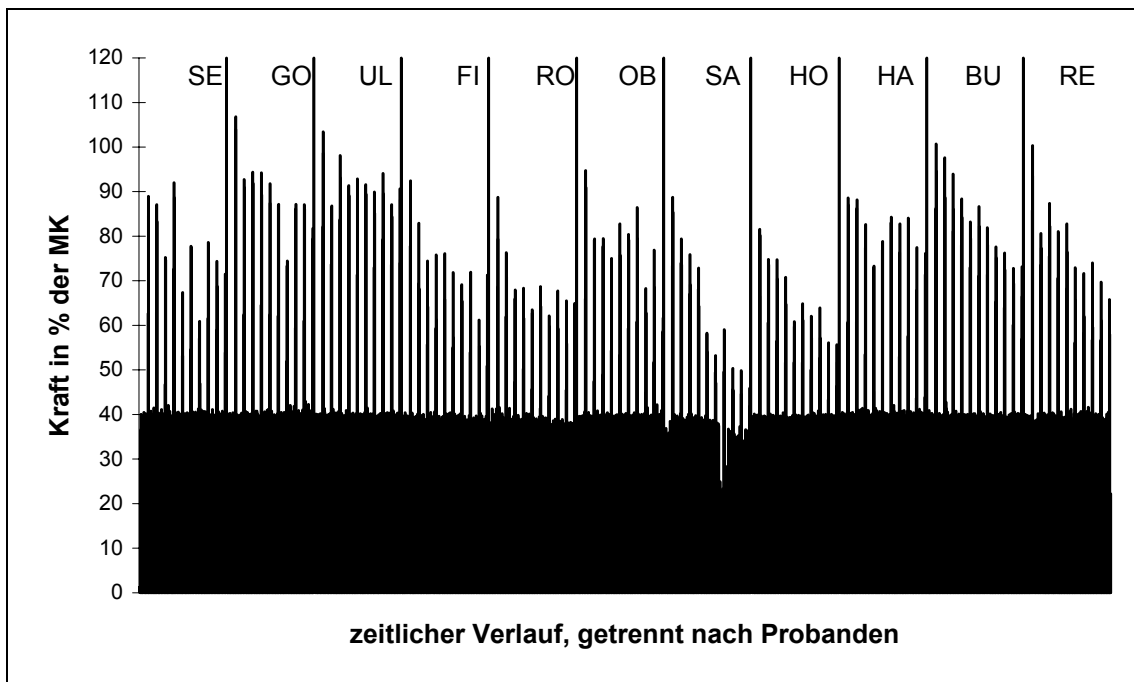


Abbildung 28 Kraftspitzen aller Probanden im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 40 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 22.

## Kraftreserve

Der durchschnittliche Abfall der Kraftreserve kommt in Abbildung 15, 19 und 27 deutlich zur Darstellung. Hier war der größte Abfall in den beiden ersten 1-min-Zyklen zu verzeichnen. Die 95 % Konfidenzintervalle überlappten sich bereits nicht mehr zwischen den ersten 3 gegenüber den letzten 5 MVC (Abb.15). Entsprechend zeigte auch die Varianzanalyse einen hochsignifikanten Abfall der Kraftreserven an ( $p < 0.001$ ).

## Submaximale Kraft

Die durchschnittlichen Messwerte über alle Probanden sind in Abbildung 27 dargestellt. Ähnlich wie auch bei dem Versuchstyp mit 20 % TF, konnten auch hier die Probanden im Mittel den gesamten Verlauf der Messung, die geforderte TF in Höhe von 40 % erbringen. Geringfügige Abweichungen zeigten sich allerdings gegen Ende des 7. und zu Beginn des 8. 1-min-Zyklus. Dies ist auf die oben erwähnten Leistungseinbrüche des Probanden SA (Abb. 28) zurückzuführen. Ansonsten waren alle Probanden in der Lage, die TF für den Zeitraum von 6 s zu halten. Die Kraftreserven betragen am Ende der 10-min-Messung noch etwa 75 % der zuvor ermittelten MK.

### 4.) Hauptversuch mit einer TF von 50%

In diesem Versuch sollten die Probanden intermittierend 50 % der zuvor ermittelten MK erreichen. Bei diesem Versuchstyp war der Verlauf der Kraftreserven wieder individuell verschieden, aber dennoch war der eindeutige Kraftabfall unverkennbar (Abb. 29, 30). Einen nahezu linearen Abfall der Kraftreserven zeigten die Probanden UL, HA und BU, wobei sie weiterhin in der Lage waren, die intermittierend geforderte TF zu erreichen. Andere Versuchsteilnehmer zeigten im Unterschied dazu einen Kräfteabfall unter den Bereich der TF. Diese Charakteristik war ausnahmslos bei männlichen Probanden zu beobachten (WI, RO und RE). Der Proband SA, ebenfalls männlich, zeigte die Besonderheit, dass seine submaximale Kraft in den 6 letzten 1-min-Zyklen schon unter das Niveau der TF fiel, die Kraftreserven aber noch deutlich darüber lagen.

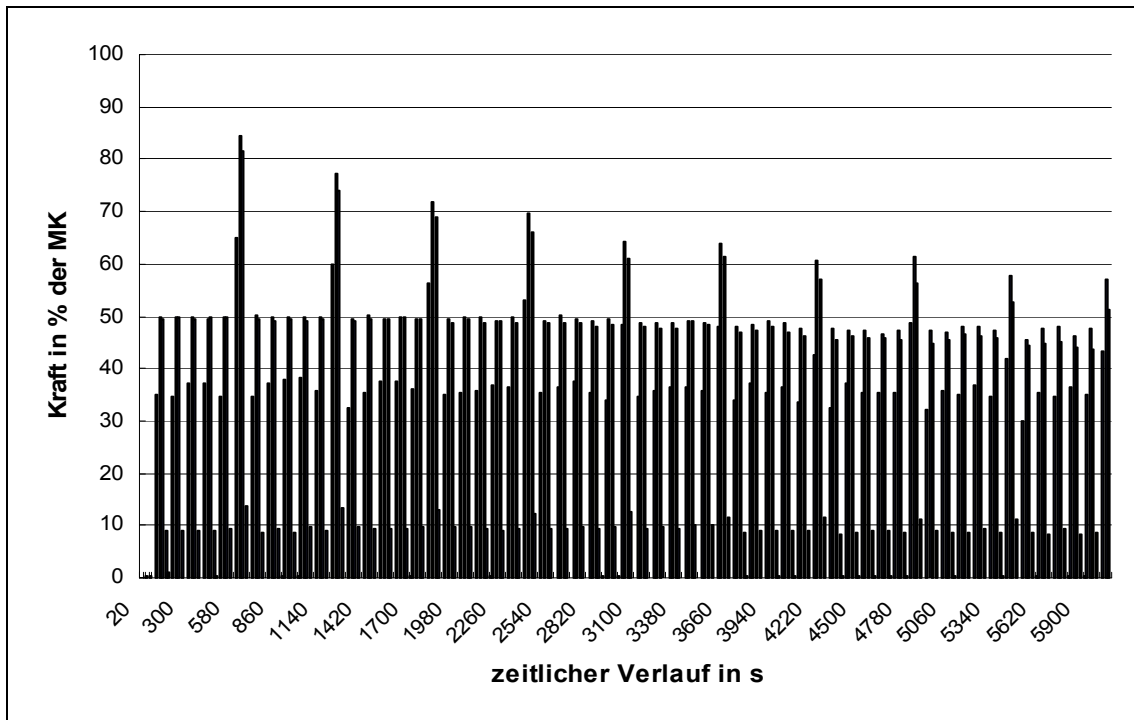


Abbildung 29 Relative Kraft, bezogen auf die Maximalkraft im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuchs mit TF 50 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 21.

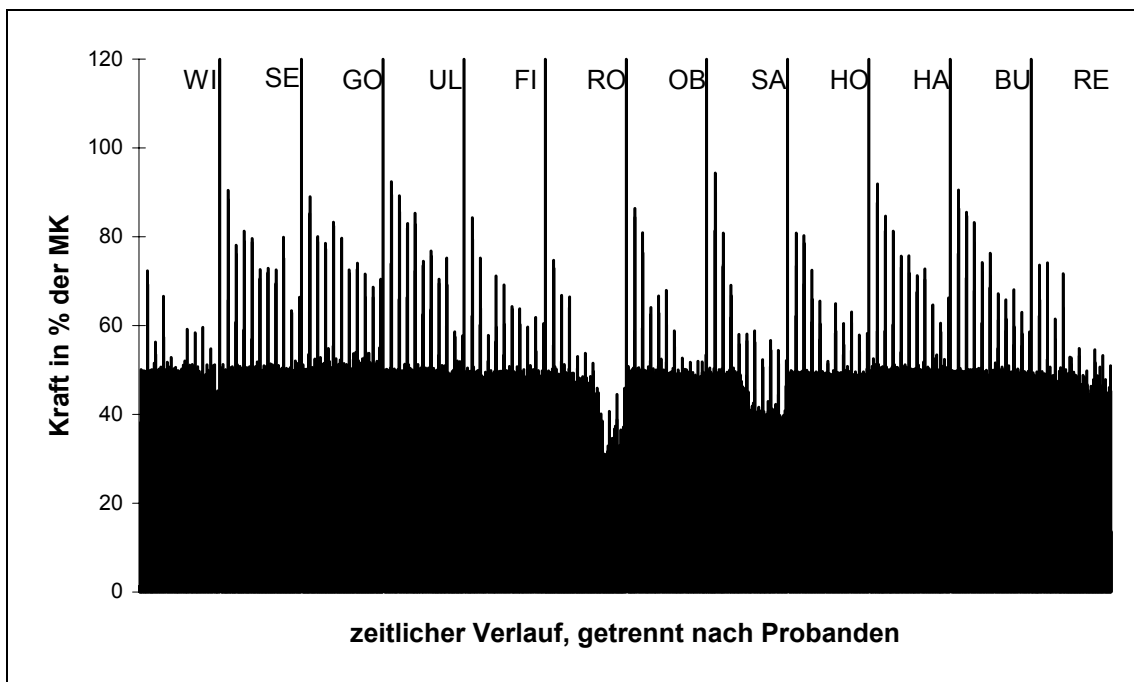


Abbildung 30 Kraftspitzen aller Probanden im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 50 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 22.

## Kraftreserve

Bei diesem Belastungsniveau von 50 % lagen die Kraftreserven ca. 10 % niedriger als in dem Versuchstyp, in dem nur eine TF von 40 % gefordert wurde (Abb. 16, 29). Innerhalb der 3 ersten 1-min-Zyklen nahm die Kraft der Probanden rapide ab. In den folgenden 7 Minuten war der Abfall gebremst. Der Abfall der Kraftreserven war hoch signifikant ( $p < 0.001$ ), entsprechend zeigten die 95 % Konfidenzintervalle der ersten 4 und letzten 4 MVC keine Überlappung. Die Kraftreserven fielen im Durchschnitt ca. 27 % verglichen mit der zuvor gemessenen MK.

## Submaximale Kraft

Im Gegensatz zu den Versuchstypen mit niedrigerer TF konnte von einem Teil der Probanden die geforderte Kraft nicht mehr im vollem Umfang erbracht werden (Abb. 29, 30). Schon im 5. 1-min-Zyklus zeigten sich leichte Einbrüche. In den folgenden Minuten waren die Probanden im Durchschnitt weder in der Lage, die geforderte TF zu erreichen, noch sie zu halten. Der Durchschnitt der Versuchsteilnehmer konnte am Ende der 10-min-Messung statt der geforderten TF von 50 % nur noch eine submaximale Kraft von etwa 46% mobilisieren. Dennoch gelang es den Probanden, durch MVC deutlich höhere Kräfte zu erreichen. Eine solche Diskrepanz zwischen submaximalen und maximalen Kontraktionen konnte erstmals ab dieser Belastungsstärke beobachtet werden.

## 5.) Hauptversuch mit einer TF von 60%

Ähnlich wie im Vorversuch (Abb. 21), so waren auch bei diesem Versuchstyp (Abb. 31) die Probanden nicht in der Lage, die geforderte TF vollständig zu erfüllen, wobei der individuelle Verlauf der einzelnen Probanden (Abb. 32) deutlich variierte. Nur einige weibliche Probanden, wie SE, UL und HA, konnten die geforderte TF von 60 % über den Zeitraum der gesamten 10-min-Messung halten und zusätzlich Kraftreserven erreichen, die oberhalb dieses Bereiches lagen. Die Mehrzahl der Versuchsteilnehmer (WI, FI, OB, SA, HO, BU und RE) lagen mit den Kraftreserven zu Beginn der 10-min-Messung oberhalb des Bereiches der TF, fielen aber im weiteren Verlauf darunter ab. Einen beispielhaften Verlauf mit nahezu linearem Abfall der Kraftreserven zeigte die Probandin BU. Eine Besonderheit konnte man bei dem Probanden RO sehen. Hier lag die Kraftreserve schon nach der ersten Minute unter dem Niveau der TF.

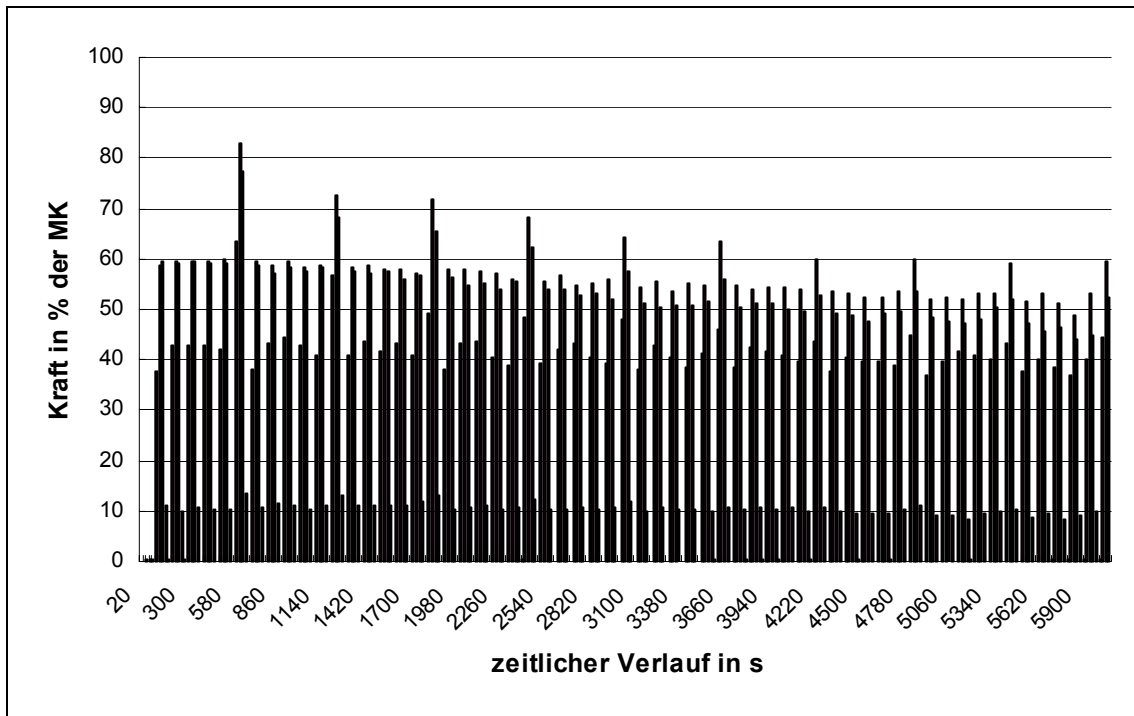


Abbildung 31 Relative Kraft, bezogen auf die Maximalkraft im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuchs mit TF 60 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 21.

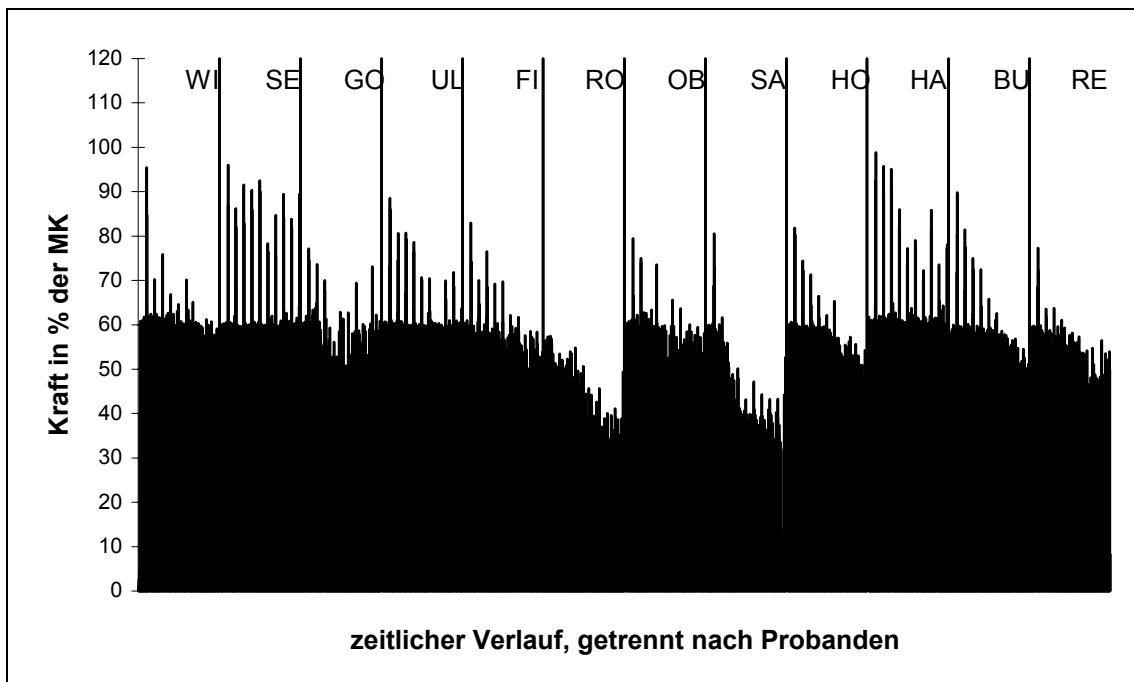


Abbildung 32 Kraftspitzen aller Probanden im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 60 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 22.

## Kraftreserve

In den ersten beiden Minuten der 10-min-Messung fielen die Kraftreserven im Durchschnitt steil ab (Abb. 17, 19, 31). In den folgenden Minuten verringerte sich der Abfall. Innerhalb der 10-min-Messung fielen die Kraftreserven von ca. 85 % auf etwa 60 % (dem Niveau der TF) der ursprünglichen MK. Die Abnahme der Kraftreserven während des gesamten Versuchs war statistisch signifikant ( $p < 0.001$ ) und bei einem 95 % Konfidenzintervall konnten keine Überschneidungen der ersten 3 und der letzten 6 MVC beobachtet werden (Abb. 17).

## Submaximale Kraft

Die von den Probanden erbrachte submaximale Kraft fiel schon im 3. 1-min-Zyklus unter die geforderte TF (Abb. 31). Dieser Abfall setzte sich kontinuierlich fort, wobei in der 10. Minute die TF durchschnittlich um fast 10% unterschritten wurde. Trotz dieses Abfalls waren die Probanden im Durchschnitt in der Lage, innerhalb der MVC noch Kraftreserven zu mobilisieren, die erkennbar über der 60 % Marke lagen.

### 6.) Hauptversuch mit einer TF von 70%

Bei allen 12 Versuchsteilnehmern fielen die Kräfte im Laufe der 10-min-Messung steil ab. Das lässt sich auch in Abbildung 33 an den Mittelwerten aller Probanden ablesen. Dennoch gab es individuelle Unterschiede (Abb. 34). Viele Probanden konnten schon am Ende des ersten 1-min-Zyklus nur noch Kraftreserven erbringen, die kaum oder überhaupt nicht über das submaximale Belastungsniveau hinausgingen. Deutlich sieht man das in der Abbildung 34 bei den Probanden WI, SE, RO, OB, SA, HA und RE. Eine homogene Kraftabnahme zeigte der Proband BU. In den ersten 3 1-min-Zyklen lagen die Kraftreserven im Mittel noch oberhalb der TF, ab der 4. Minute waren die MVC nicht mehr von den submaximalen Kontraktionen zu differenzieren und fielen weiter ab. Einen untypischen Verlauf zeigte die Probandin FI, indem ihre Kraftreserven während der gesamten 10-min-Messung oberhalb der TF lagen und auch die submaximale Kraft nicht deutlich darunter abfiel. Eine weitere Besonderheit sah man bei SA. In den letzten 8 1-min-Zyklen lagen die submaximalen Messwerte deutlich unter der Grenze der geforderten TF, dennoch schaffte es der Proband, im Rahmen der MVC immer wieder Kraftreserven zu erreichen, die deutlich darüber lagen.



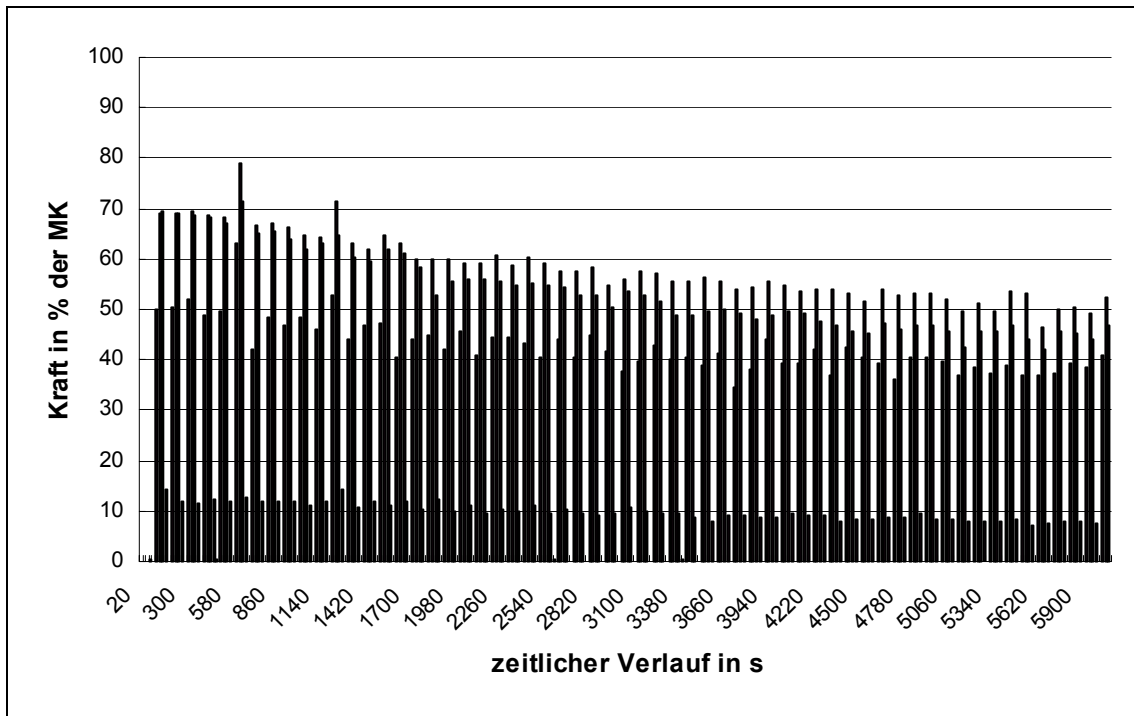


Abbildung 33 Relative Kraft, bezogen auf die Maximalkraft im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuchs mit TF 70 %

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 21.

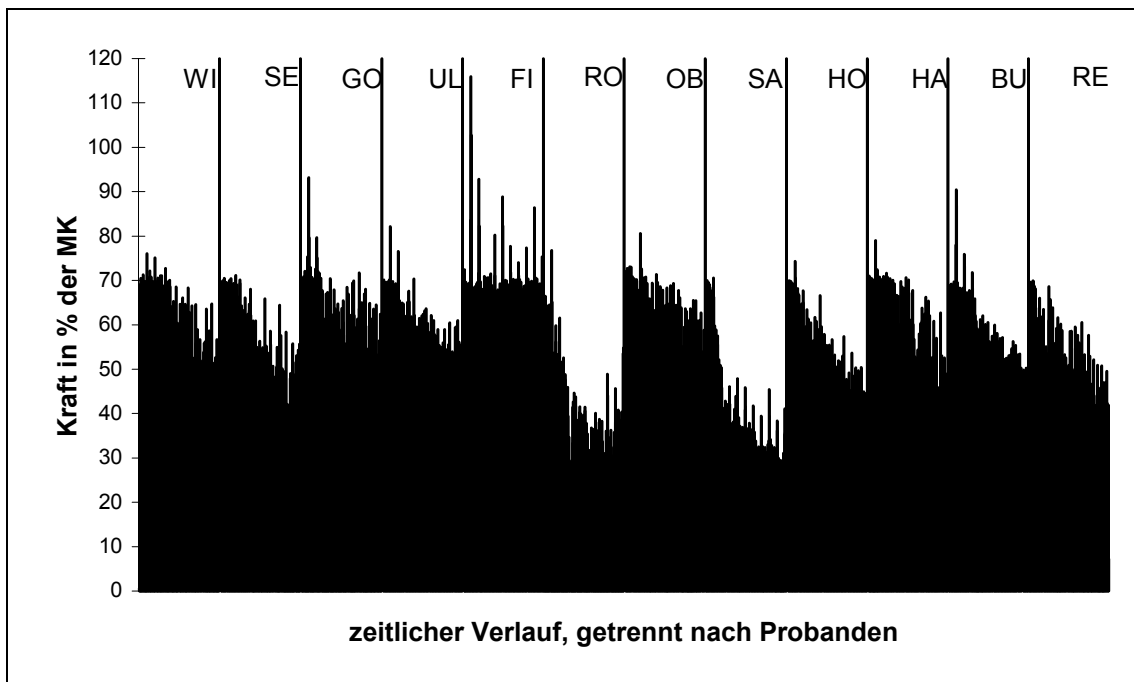


Abbildung 34 Kraftspitzen aller Probanden im Verlauf der 10-min-Messung des Hauptversuches mit TF 70 %.

Für nähere Erläuterungen siehe Abbildung 22.

## Kraftreserve

Der durchschnittliche Verlauf der Kraftreserven (Abb. 18, 19, 33) stellt sich ähnlich dar, wie schon oben für die Probanden WI, SE, RO, OB, HA und RE erwähnt. Nur in den ersten beiden Minuten der 10-min-Messung ließen sich Kraftreserven von den submaximalen Kontraktionen differenzieren. Der Abfall der Kraftreserven war am ausgeprägtesten in den ersten 3 1-min-Zyklen, danach verlangsamte er sich. Bei diesem Versuchstyp waren keine Überlappungen der 95 % Konfidenzintervalle zwischen den ersten 4 und den letzten 6 MVC zu beobachten, entsprechend zeigte die Varianzanalyse einen signifikanten Abfall der Kraftreserven im zeitlichen Verlauf ( $p < 0.001$ ).

## Submaximale Kraft

Nur während des ersten 1-min-Zyklus war es den Probanden möglich, im Mittel die geforderte TF annähernd zu erbringen (Abb. 33). In den folgenden Minuten kam es zu einem kontinuierlichen Abfall der submaximalen Kraft. Von den ursprünglich geforderten 70 % TF erreichten die Probanden am Ende nur noch etwa 50 %. Wie bei allen zuvor beschriebenen Versuchen, so kam es auch bei diesem Versuchstyp dazu, dass die Kontraktionen zunehmend kürzer auf hohem Niveau gehalten werden konnten.

### **4.4. Zusammenhang zwischen target force und Arbeitskapazität**

Zur Beurteilung der in jedem Versuch erbrachten Gesamtleistung führten wir die Messgröße "Arbeitskapazität" ein. Hierfür wurden alle im Rahmen der 10-min-Messung auftretenden Kräfte addiert. Darüber hinaus war es möglich, die Arbeitskapazität ( $A_{tot}$ ) weiter zu differenzieren.

Da die 10-min-Messung aus Pausen und Kontraktionen zusammengesetzt war, unterteilte das Programm die Arbeitskapazität, je nachdem, ob in diesem Intervall Kraft gefordert ( $A_{pos}$ ) oder keine Kraft ( $A_{neg}$ ) gefordert wurde.

#### 4.4.1. Vorversuch

Die von jedem Probanden am ersten Versuchstag durchlaufene 10-min-Messung wurde immer mit einer submaximalen Belastung von 60 % der individuellen MK durchgeführt. Die Versuchsteilnehmer erreichten im Durchschnitt eine Arbeitskapazität (Atot) von 19508 +/- 1003.9 Ns, wobei die Männer mit 21443 +/- 1137.4 Ns deutlich über der Atot der weiblichen Versuchsteilnehmer lagen, die 17896 +/- 1299.6 Ns erreichten. Der Anteil der Leistung, die im geforderten Intervall (Apos) erbracht wurde, belief sich auf 93.6 %. Die Ungenauigkeit ( $U = 100 \times A_{neg} / A_{tot}$ ) der Frauen betrug 6.5, die der Männer 6.2 %. Wie in den Abbildungen 12, 19, 21 und 37 ersichtlich, war der Kraftabfall in den Vorversuchen sehr ausgeprägt. Am Ende der 10-min-Messung verblieben ähnlich geringe Kraftreserven, wie bei dem Hauptversuch mit TF 70 % (Abb. 18, 33, 37). Um das Ausmaß der Ermüdung zu veranschaulichen, errechneten wir eine "Soll-Arbeitskapazität". Diese bezeichnet die Arbeitskapazität auf der Basis der MK und der geforderten TF für den Fall, dass keinerlei Ermüdung auftreten würde. In der Abbildung 35, 36a-d ist diese Diskrepanz, also der ermüdungsbedingte Leistungsabfall, dargestellt. Die Versuchsteilnehmer erreichten etwa 80 % dieser "Sollvorgaben".

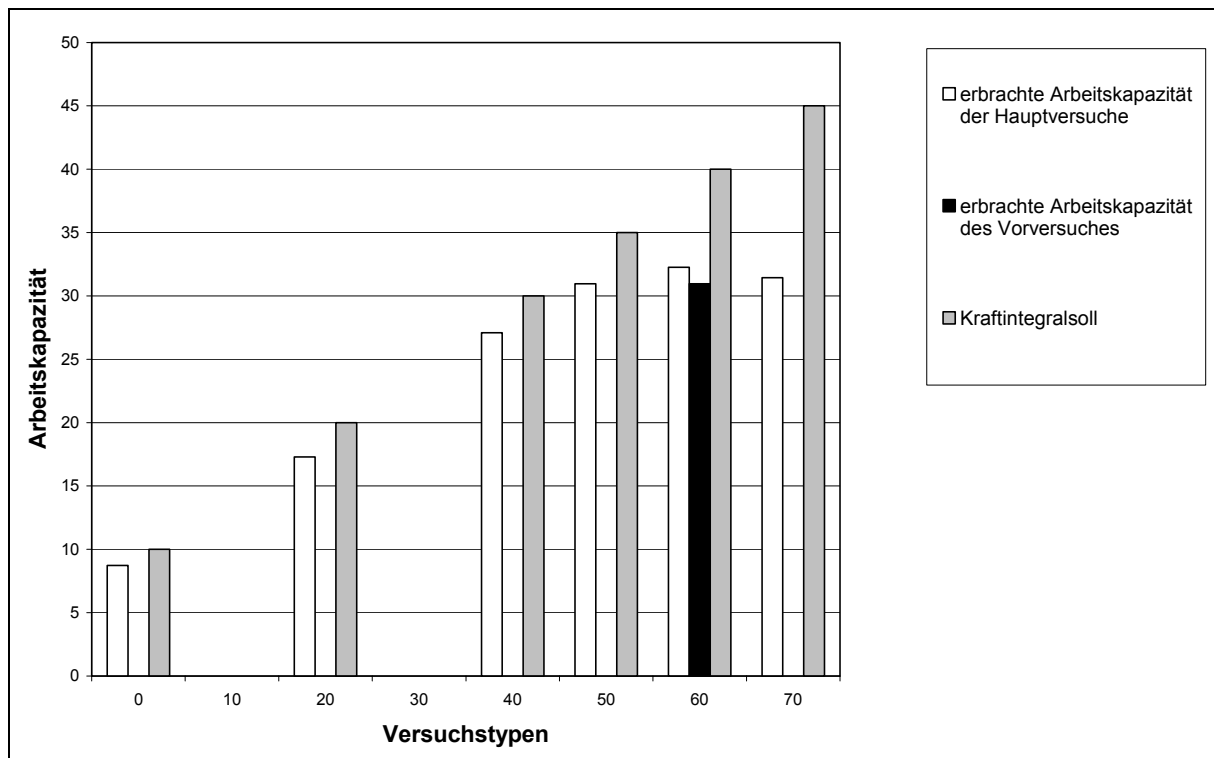


Abbildung 35 Geforderte Kraft und erbrachte Kraft in Abhängigkeit von der Target Force

Die geforderte Kraft über die 10-minütige Messung ergibt sich aus 10 MVC-Messungen von jeweils 6s Dauer (60s Maximalkraft, bzw. 10% der Versuchszeit) und 50 Kontraktionen mit einer bestimmten Target Force von je 6s Dauer (300s \* x % MK, bzw. 50% der Versuchszeit) und 60 Pausen mit einer Dauer von jeweils 4s ( 240s ohne Kraftanforderungen, bzw. 40% der Versuchszeit). Daraus ergibt sich ein maximal denkbare Kraftintegral oder Kraftintegralsoll.  $Kraftintegralsoll = 10\% + 50\% * TF$

Diesem Wert, wird jeweils die tatsächliche erbrachte Arbeitskapazität gegenübergestellt. Die Abweichung vom Soll ergibt sich aus:

- der Reaktionszeit zwischen Kraftanforderung und Kontraktion,
- der sinkenden Maximalkraft und
- der Unfähigkeit, die Target Force zu erbringen

Es zeigt sich, dass bis zur TF 50% die Abweichung vom Soll relativ ähnlich ist und dann überproportional steigt.

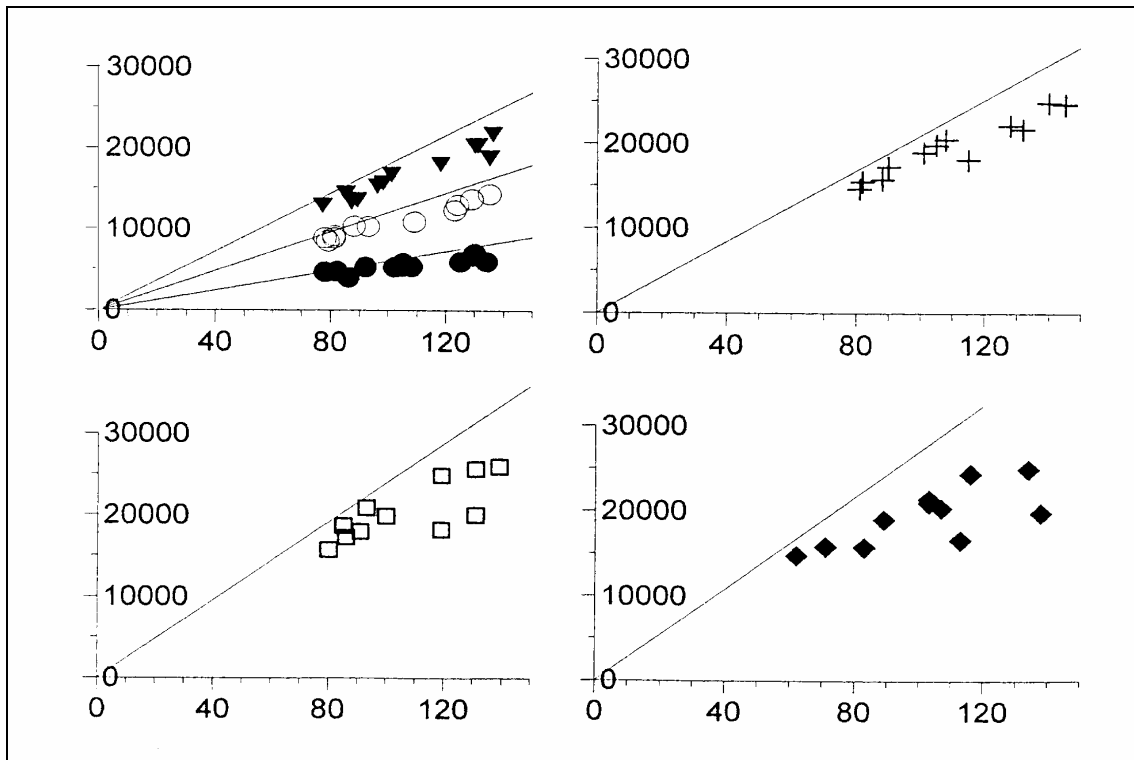


Abbildung 36 a-d Arbeitskapazität in Relation zur Maximalkraft der einzelnen Probanden

Die unterschiedlichen Symbole repräsentieren die verschiedenen Versuchstypen. Die durchgezogenen Linien stellen die Soll-Arbeitskapazität für die einzelnen Versuchstypen dar, die linear von der Maximalkraft abhängt. Man erkennt, dass bei TF 0% (●) die Abweichungen der Arbeitskapazität vom Soll relativ gering sind und dass ab TF 20% (○), über TF 40% (▼), TF 50% (+) und TF 60% (□) bis TF 70% (◆) eine zunehmende Abweichung der Arbeitskapazität vom Soll eintritt. Der Grad der Abweichung hängt sehr stark von der Größe der Maximalkraft ab.

Je stärker der Proband ist, desto schlechter kann er seine Maximalkraft in eine Dauerleistung umsetzen.

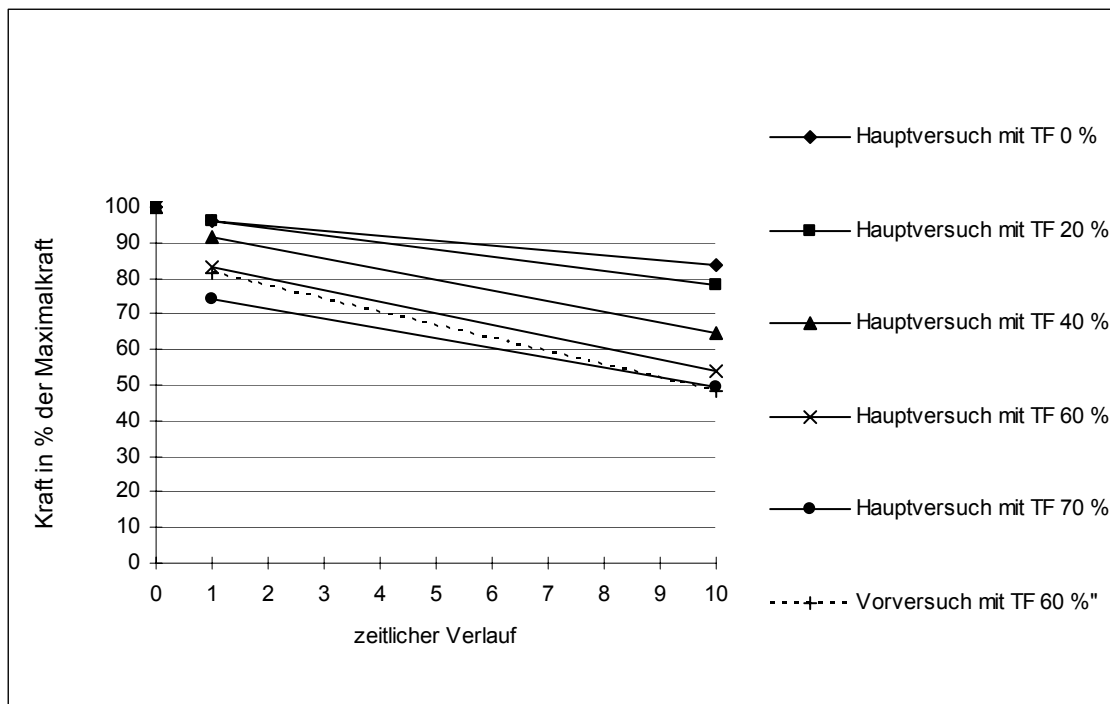


Abbildung 37 Maximalkraft (MK) und Abfall der Kraftreserven im Verlauf der Messung

Die Kraft ist in Prozent der Maximalkraft angegeben, somit beträgt die Maximalkraft bei allen Versuchen 100%. Mit zunehmender target force (TF) wird die Kraftreserve geringer. Die Abfallgeschwindigkeit unterscheidet sich allerdings zwischen den einzelnen Versuchstypen nur wenig. Der Vorversuch mit TF 60% ist gestrichelt dargestellt.

#### 4.4.2. Hauptversuche

##### 1.) Hauptversuch mit einer TF von 0 %

Die erreichte Arbeitskapazität lag bei TF 0 % im Mittel bei 5491 Ns, wobei die Standardabweichung 241 Ns betrug. In der Abbildung 20 sind diese Werte graphisch dargestellt. Die Leistung, die davon innerhalb der vorgegebenen Zeitspanne (Apos) erbracht wurde, betrug 5148 +/- 236.7 Ns, das sind 93.8 Prozent. Außerhalb des geforderten Intervalls (Aneg) lag sie bei 343 +/- 29.4 Ns. Bezüglich der Ungenauigkeit (U) unterschieden sich weibliche und männliche Probanden nicht signifikant. Die männlichen Probanden erreichten im Mittel 6029 +/- 277 Ns mit einer U von 6.1 %, die Frauen 4954 +/- 251,6 Ns, bei 6.5 % U.

##### 2.) Hauptversuch mit einer TF von 20 %

Bei einer intermittierenden submaximalen Belastung von 20 % wurden 10895 +/- 626 Ns erreicht, wobei im Durchschnitt von den Frauen 9314 +/- 318.4 Ns erbracht wurden. Die Männer erzielten mit 12793 +/- 594.3 Ns wesentlich höhere Werte. Auch in diesem

Versuch lag die Arbeitskapazität, die in dem geforderten Bereich erbracht wurde (Apos), bei 94.1 Prozent der Gesamtleistung (Atot). Der prozentuale Unterschied zwischen den Geschlechtern war auch in diesen Versuchen gering. Die Ungenauigkeit (U) der weiblichen Probanden betrug 6.1, die der männlichen 5.9 %. Da die Versuchsteilnehmer bei diesen niedrigen Belastungsniveaus den submaximalen Anforderungen in vollem Umfang gerecht wurden, war die Differenz zwischen "Soll- und Ist-Arbeitskapazität" verhältnismäßig gering (Abb. 36a).

### 3.) Hauptversuch mit einer TF von 40 %

In den Versuchen mit 40 % TF wurden im Durchschnitt etwa 600 Ns mehr, als bei TF 20% erzielt. Die Atot lag bei 17065 +/- 888 Ns. Die männlichen Probanden leisteten mit 19483 +/- 885.1 Ns etwa 28 % mehr als die Frauen mit 14647 +/- 586.5 Ns. Die U betrug bei den Männern 6.1, bei den Frauen 6.3 %. Auch bei dieser Belastungsstufe konnten nahezu alle Probanden die TF erreichen (Abb. 27, 28). Die Kraftreserven fielen hingegen schon deutlich ab (Abb. 15). Diese Ermüdungsanzeichen spiegeln sich auch in Abbildung 36a wieder.

### 4.) Hauptversuch mit einer TF von 50 %

Die Arbeitskapazität (Atot) stieg bei einer submaximalen Belastung von 50 % weiter an (Abb. 20). Bei dieser Belastungsstärke wurden im Durchschnitt 19511 +/- 993 Ns erreicht, wobei 93.6 % oder 18268 +/- 950 Ns der Leistung im geforderten Intervall (Apos) erbracht wurden. Die Atot der weiblichen Probanden lagen mit 16997 +/- 849.3 Ns etwa 26 % unter dem der Männer. Diese erreichten 22024 +/- 1045.8 Ns. Die U betrug 6.2 % bei den Männern und 6.6 % bei den Frauen. Da einige Probanden in der letzten Hälfte der 10-min-Messung die geforderte TF von 50 % nicht mehr halten konnten (Abb. 30) verminderte sich der Zuwachs der Arbeitskapazität (Abb. 20, 36b).

### 5.) Hauptversuch mit einer TF von 60 %

In dem Versuchstyp mit 60 % intermittierender submaximaler Belastung wurde mit 20319 +/- 986 Ns die höchste Leistung erbracht (Abb. 20). Die weiblichen Versuchsteilnehmer erreichten eine Atot von 18399 +/- 750.7 Ns, die Männer von 22239 +/- 1496.2 Ns. Die Atot der Frauen lag somit nur noch 20 % unter dem Ergebnis der männlichen Probanden. Der Anteil der Leistung, die im geforderten Intervall erbracht wurde (Apos), betrug mit 19035 +/- 936.0 Ns insgesamt 93.7 %. Der

Unterschied zwischen den Geschlechtern bezüglich der U war gering und betrug nur 0.3 %, die der Frauen belief sich auf 6.5, die der Männer auf 6.2 %. In Abbildung 31 und 32 sieht man, dass nur noch wenige Probanden die geforderten 60 % über die gesamte Versuchsdauer halten konnten. Dennoch ist der Verlauf insgesamt homogener als im Vorversuch mit ebenfalls 60 % TF (Abb. 21, 22). Auch die Kraftreserven fielen im Vergleich weniger stark ab (Abb. 19, 37).

#### 6.) Hauptversuch mit einer TF von 70%

Die Probanden erreichen bei dieser Belastungsstufe eine Atot von 19805 +/- 1033 Ns. Trotz höherer TF wurden somit ca. 500 Ns weniger, als bei TF 60 % erzielt (Abb. 20). Frauen erreichten im Durchschnitt 17899 +/- 1171 Ns und Männer 21711 +/- 1365.9 Ns, somit lagen sie knapp 20 % auseinander. Die Genauigkeit blieb mit 94.2 %, wie in den anderen Versuchen, nahezu unverändert. Beide Geschlechter zeigten eine vergleichbare U, 5.9 % bei den weiblichen und 5.8 % bei den männlichen Probanden. In Abbildung 33 und 34 zeigten sich deutliche Ermüdungserscheinungen. Kein Proband konnte die submaximale Anforderung von 70 % bis zum Schluss erfüllen. Abbildungen 35 und 36d veranschaulichen, wie weit die Arbeitskapazität hinter dem errechneten "Soll" zurückbleibt. Durch diese starke Belastung fielen die Kraftreserven auf ein ähnlich niedriges Niveau, wie im Vorversuch mit TF 60% (Abb. 37).

#### **4.4.3. Statistische Auswertung des Zusammenhangs zwischen TF und Arbeitskapazität**

Bei allen Versuchstypen wurde eine unterschiedlich hohe Arbeitskapazität erreicht. In der Varianzanalyse wurde dieser Unterschied mit hoher Signifikanz ( $p < 0.001$ ; Tab. 5) erkannt. Entsprechend war auch die im geforderten (Apos) und außerhalb des geforderten Intervalls (Aneg) erreichte Arbeitskapazität signifikant abhängig von dem Versuchstyp.

Mit Hilfe des Scheffé-Testes konnten in den Versuchen mit TF 0 % und 20 % lineare Kontraste im Vergleich mit Versuchen höherer Belastungsstufen festgestellt werden (Abb. 35). Die multiple Ranganalyse konnte bezüglich der Arbeitskapazität drei Gruppen differenzieren, erstens den Versuch mit fehlender submaximaler Belastung (TF 0 %), zweitens den Versuch mit TF 20 % und drittens die anderen Versuche mit 40, 50, 60, 70 %, einschließlich der 10-min-Messung des Vorversuches. Die



Unterschiede zwischen den Arbeitskapazitäten (Atot) bei 40, 50, 60, 70 und dem Vorversuch mit TF 60 % reichten für ein statistisch signifikantes Ergebnis nicht aus. Dennoch wurde die höchste Atot bei einer submaximalen Belastung von 60 % (Hauptversuch) erreicht (Abb. 19, 31, 35).

Die Ungenauigkeit (U) zeigte keine signifikante Abhängigkeit von dem Versuchstyp ( $p=0.815$ ; Tab. 5). Es konnten allerdings individuelle Unterschiede festgestellt werden ( $p<0.001$ ), wobei die U im Bereich von 5 bis 8 % lag aber nicht geschlechtsspezifisch verschieden war ( $p=0.309$ ).

Die in zehn Minuten erbrachte Leistung von weiblichen und männlichen Probanden war signifikant verschieden ( $p=0.005$ ). Im Durchschnitt aller Versuche erreichten die Frauen  $14301 \pm 314.7$  Ns, die Männer  $18002 \pm 403.3$  Ns (Tab. 1).

#### **4.5. Wiederholbarkeit**

Sowohl im Vorversuch, als auch in einem der Hauptversuche wurde eine submaximale Kraft (TF) in Höhe von 60 % der Maximalkraft gefordert. Dadurch waren diese zwei Versuchstypen bezüglich des Versuchsablaufes der 10-min-Messung und der Anforderungen identisch. Der Hauptversuch mit TF 60 % folgte stets dem Vorversuch und es konnten je nach Randomisierung bis zu 5 Versuche dazwischen liegen.

##### **4.5.1. Vergleich der Kraftreserven**

Im direkten Vergleich der ersten maximal willkürlichen Kontraktion (MVC) der 10-min-Messung der Vorversuche und der Hauptversuche (TF 60 %) zeigten sich noch keine signifikanten Unterschiede. Die Probanden erzielten im Durchschnitt  $85.8 \pm 5.0$  N ( $81.2$  % der MK) im Vorversuch und  $84.4 \pm 4.8$  N ( $80.6$  % der MK) im Hauptversuch (Abb. 12, 17, 19, 21, 31). In den folgenden Minuten kam es allerdings im Vorversuch zu einem stärkeren Abfall der Kraftreserven. Am Ende der 10-min-Messung lagen die Kraftreserven des Vorversuches mit  $50.9 \pm 3.1$  N ( $48.2$  % der MK) signifikant unter den entsprechenden des Hauptversuches mit  $58.7 \pm 3.3$  N ( $56.1$  % der MK).

Insgesamt gab es auch einen signifikanten Unterschied zwischen Vorversuch und Hauptversuch bezüglich der im Mittel erreichten Kraftreserve ( $p=0.019$ ). Die Probanden erreichten in den MVC des Vorversuches im Durchschnitt  $67.5 \pm 1.1$  N, im Hauptversuch  $71.2 \pm 1.1$  N. In beiden Versuchstypen zeigten sich durch eine signifikante Abnahme der Kraftreserven ( $p<0.001$ ) eindeutige

Ermüdungserscheinungen. Ein grundsätzlich unterschiedlicher Verlauf der Kraftreserven war allerdings statistisch nicht belegbar. Die 2-faktorielle Varianzanalyse zeigte keine signifikante Interaktion zwischen dem Verlauf der Kraftreserven und dem Faktor Versuchstyp ( $p=0.97$ ).

#### **4.5.2. Vergleich des submaximalen Durchhaltevermögens**

In beiden Versuchen waren die Probanden im Durchschnitt nicht in der Lage, die geforderte submaximale Kraft (TF) in dem gesamten Zeitraum der 10-min-Messung zu erreichen und zu halten (Abb. 21, 22, 31, 32). Im Vorversuch war der Abfall der erbrachten submaximalen Kraft aber insgesamt deutlicher, als im folgenden Hauptversuch mit TF 60 %.

Darüber hinaus war es den Probanden im Vorversuch nicht möglich, durch MVC Kräfte zu erreichen, die sich von den submaximalen Messwerten absetzten (Abb. 22). Dagegen war im Hauptversuch trotz des Abfalls der erbrachten submaximalen Kraft eine optische Identifizierung der minütlichen MVC möglich (Abb.32).

#### **4.5.3. Vergleich der Arbeitskapazität**

Die Arbeitskapazität beider Versuche unterschied sich nur gering (Abb.20, 35; Tab. 5). Während der 10-min-Messung des Vorversuches erreichten die Probanden im Durchschnitt 19508 +/- 1004 Ns. Etwas mehr erreichten sie in der entsprechenden Messung des Hauptversuches. Hier lag der Durchschnitt bei 20319 +/- 986 Ns. In der Varianzanalyse konnte allerdings kein signifikanter Unterschied ( $p=0.58$ ) zwischen den Arbeitskapazitäten beider Versuche festgestellt werden.

### **4.6. Tagesabhängige Schwankungen**

#### **4.6.1. Schwankungen der Maximalkraft**

Jeder Proband nahm an sieben Versuchstagen teil. Im Rahmen der Maximalkraftmessung (MKM) wurden jeweils zwei maximal willkürliche Kontraktionen (MVC) durchgeführt. Die höchste erzielte Kraft wurde als Maximalkraft (MK) definiert. Die durchschnittliche Maximalkraft aller Versuchsteilnehmer betrug 105 +/- 0.7 N (Tab. 3). In der 2. MVC lag die Kraft im Mittel nur noch bei 94.2 +/- 0.8 N. Tagesabhängige Schwankungen, wie beispielsweise zwischen der MK des 2. (102.9 +/- 6.4 N) und 3.

Versuchstages (107.8 +/- 6.4 N), waren für einen statistisch signifikanten Unterschied zu gering (Tab 4;  $p=0.98$ ).

#### **4.6.2. Schwankungen der Arbeitskapazität**

Die an den 7 aufeinander folgenden Versuchstagen erreichten Arbeitskapazitäten zeigten nur geringe Schwankungen. Am 1. Versuchstag wurde allerdings immer der Vorversuch mit einer TF von 60% durchgeführt. Da an den folgenden 6 Versuchstagen die geforderte Kraft durch Randomisierung zwischen 0 und 70 % der initialen Maximalkraft (MK) betrug, erreichten die Probanden durchschnittlich eine geringere Arbeitskapazität (Tab. 4). Am ersten Tag betrug die Arbeitskapazität 19508 +/- 1004 Ns. An den Tagen 2 - 7 wurden Werte zwischen 15000 und 16000 Ns erreicht. Am letzten Versuchstag konnte man allenfalls noch eine geringe Abweichung nach oben feststellen, hier wurden 16249 +/- 2176 Ns erreicht. Der Mittelwert lag insgesamt bei 16106.4 +/- 676 Ns. In der statistischen Untersuchung waren die Unterschiede zwischen den Versuchstagen nicht signifikant ( $p=0.645$ ).

Die Arbeitskapazität im geforderten Intervall (Apos) betrug im Durchschnitt 15108 +/- 637 Ns, die in den Pausen erbrachte Leistung (Aneg) lag mit 6.2 % bei 998 +/- 42 Ns. Bei beiden Messgrößen war kein signifikanter Unterschied zwischen den Versuchstagen zu erkennen ( $p>0.439$ ).

#### **4.6.3. Schwankung des subjektiven Befindens**

Auch bei den subjektiven Parametern war, abgesehen von der Messgröße Fitness, keine signifikante Abhängigkeit von dem Versuchstag zu erkennen (Tab. 4). Die Unterschiede zwischen den Versuchstagen bezüglich der Fitness reichten von 9.3 +/- 0.45 (sehr fit) am 1. Versuchstag bis 11.9 +/- 0.7 (etwas bis kaum fit) am 5. Tag. Am 6. Versuchstag lag die Fitness wiederum bei 9.9 (sehr bis etwas fit). Es war somit keine kontinuierliche Zu- oder Abnahme der Fitness zu erkennen. Die tagesabhängigen Schwankungen reichten aber aus, um ein signifikantes Ergebnis zu erhalten ( $p=0.003$ ). Die Probanden gaben im Durchschnitt aller Versuchstage auf der Skala 10.7 +/- 0.2 an, was in etwa der Beurteilung "etwas fit" entspricht.

## **4.7. Unterschiede zwischen den Versuchstypen**

### **4.7.1. Maximalkraftmessung**

In der Maximalkraftmessung (MKM) existierten bezüglich des Versuchsprotokolls keine Unterschiede zwischen den Versuchstypen. Dementsprechend zeigte die Maximalkraft (MK) auch keine Abhängigkeit vom Versuchstyp ( $p=0.98$ ). Das galt ebenfalls für die zweite maximal willkürliche Kontraktion ( $p=0.96$ ; Tab. 5).

### **4.7.2. Arbeitskapazität in Abhängigkeit von dem Versuchstyp**

Die geforderte submaximale Kraft lag an den verschiedenen Versuchstagen zwischen 0 und 70 % der jeweiligen MK. Die erreichten Arbeitskapazitäten unterschieden sich entsprechend deutlich ( $p<0.001$ ). Einen ebenso statistisch eindeutigen Unterschied der Versuchstypen konnte man für die nicht zeitgerechte (Aneg) und die zeitgerechte (Apos) Arbeitskapazität feststellen ( $p<0.001$ ). Im Mittel aller Versuchstypen erreichten die Probanden insgesamt 16106 +/- 329 Ns, 15108 +/- 314 Ns davon innerhalb (Apos) und 999 +/- 20 Ns außerhalb des geforderten Intervalls (Aneg). Der prozentuale Anteil von Aneg an der gesamten Arbeitskapazität zeigte statistisch keine Abhängigkeit vom Versuchstyp ( $p=0.815$ ). Im Gesamtdurchschnitt lag die Ungenauigkeit (U) bei 6.2 %.

Bei dem Versuchstyp, in dem keine submaximale Belastung gefordert wurde (TF 0 %), lag die Arbeitskapazität mit 5491 +/- 241 Ns am niedrigsten (Tab. 5). Sie verdoppelte sich bei einer TF von 20 % (10895 +/- 626 Ns) und erreichte bei TF 40% 17065 +/- 888 Ns. Darüber hinaus verlangsamte sich der Anstieg der Arbeitskapazität. Bei einer Belastung von 50 % wurden im Durchschnitt 19511 +/- 993 Ns erzielt. Eine weitere Steigerung der submaximalen Belastung auf 60 % zeigte noch einen leichten Zuwachs (20319 +/- 986 Ns), bei 70 % TF fiel die Arbeitskapazität sogar wieder leicht ab (19805 +/- 1032 Ns; Abb.34, 36). Wie bereits unter Punkt 4.4.3 beschrieben, konnte mit Hilfe der ANOVA der Unterschied bezüglich der Arbeitskapazität der verschiedenen Versuchstypen statistisch belegt werden.

### **4.7.3. Subjektive Parameter**

Die Probanden waren zu dem Zeitpunkt der subjektiven Selbsteinschätzung nicht über die Höhe der bevorstehenden submaximalen Belastung informiert. Bezüglich der

subjektiven Parameter Motivation, Fitness und Angst bestand keine statistische Abhängigkeit vom Versuchstyp ( $p$  jeweils  $>0.2$ ).

#### **4.8. Interindividuelle Unterschiede**

##### **4.8.1. Die Maximalkraft der Probanden**

Die jeweils zu Versuchsbeginn durchgeführten Maximalkraftmessungen (MKM) zeigten, dass die Probanden eine sehr unterschiedliche Maximalkraft (MK) besitzen. Im Gesamtdurchschnitt erreichten sie in der ersten maximal willkürlichen Kontraktion (MVC)  $105 \pm 0.7$  N (Tab.3). In der zweiten MVC lag die Kraft mit  $94.2 \pm 0.8$  N im Schnitt ca. 11 N niedriger. Fasst man beide Werte zusammen, so erreichten die Probanden durchschnittlich in der Maximalkraftmessung knapp 100 N. Der bezüglich der Maximalkraft stärkste Proband RE erzielte  $133.8 \pm 2.7$  N, der Schwächste lag mit  $77.8 \pm 1.2$  N mehr als 40 % darunter. Aufgrund dieser Differenzen zwischen den Probanden konnte auch in der Varianzanalyse ein signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsteilnehmern festgestellt werden ( $p < 0.001$ ).

##### **4.8.2. Individuell verschiedene Leistungsfähigkeit**

Bei der Betrachtung der Arbeitskapazität fielen ebenfalls erhebliche Unterschiede zwischen den Probanden auf. Mit  $20408 \pm 2746$  Ns erreichte der Proband RE den höchsten und mit  $12632 \pm 1616$  Ns der Probandin GO den niedrigsten Wert. Der Mittelwert aller Probanden lag bei  $16106 \pm 654$  Ns.

In der Varianzanalyse konnte eine signifikante Abhängigkeit der Arbeitskapazität von den Probanden ( $p < 0.001$ ) festgestellt werden. Entsprechend zeigten die Probanden auch bezüglich Apos ( $p < 0.001$ ) und Aneg ( $p = 0.012$ ) einen deutlichen Unterschied. Die Ungenauigkeit variierte ebenfalls zwischen den Probanden ( $p < 0.001$ ), obwohl sie sich in einem relativ engen Rahmen zwischen 4.8 und 7.6 % bewegte.

##### **4.8.3. Unterschiede in der Selbsteinschätzung**

Die Probanden zeigten in der subjektiven Einschätzung nur bezüglich ihrer Motivation und der Angst einen signifikanten interindividuellen Unterschied ( $p < 0.001$ ). Keine statistisch signifikanten Unterschiede wurden dagegen in Bezug auf die Fitness beobachtet ( $p = 0.185$ ). Die Angst wurde im Durchschnitt mit  $19.5 \pm 0.1$  als "sehr, sehr

wenig" angegeben. Der Mittelwert der Motivation lag bei 10.0 +/- 0.2, dies entspricht dem Bereich der Skala (Tab. 3) zwischen "etwas" und "sehr motiviert". Die Fitness erreichte im Mittel knapp 10.7 +/- 0.2, was dem Bereich "etwas fit" entspricht.

#### **4.9. Leistungsfähigkeit im Verhältnis zu Muskelmasse und Geschlecht**

##### **4.9.1. Maximalkraft und Muskelmasse**

Der aus Muskellängs- und Querschnitt und einem Faktor (siehe 3.2.5) berechnete Muskelmassenschätzwert (MMS) korrelierte hoch signifikant mit der im Mittel erreichten Maximalkraft ( $p=0.001$ ; Tab. 6). Beide Messgrößen standen in einer linearen Beziehung zueinander ( $r=0.843$ ). Auch alle weiteren sonographischen Messgrößen zeigten, dass die Maximalkraft in enger Beziehung zu den Knochen- und Muskelmassen der Probanden standen (jeweils  $r>0.7$ ,  $p<0.01$ ).

Wie bereits beschrieben, war die Maximalkraft der männlichen Versuchsteilnehmer um mehr als 25 % größer als die der Frauen ( $p<0.001$ ).

Auch der MMS unterschied sich deutlich in Abhängigkeit vom Geschlecht. Die mit 7839 mg größte Muskelmasse ermittelten wir bei einem Mann (SA). Der kleinste Wert wurde bei einer Frau (FI) gemessen, er belief sich auf 2878 mg. Auch die Mittelwerte beider Geschlechter zeigten einen deutlichen Unterschied. Die männlichen Probanden lagen mit einem Durchschnitt von 6796 +/- 144.2 mg mehr als 50 % über den weiblichen Teilnehmern, die im Mittel bei 4032 +/- 169.2mg lagen ( $p<0.001$ ). Der Durchschnitt aller Probanden betrug 5413 +/- 111.1 mg.

#### **4.9.2. Maximalkraftleistungsgewicht (RML)**

Das Maximalkraftleistungsgewicht, der Quotient aus Maximalkraft und Muskelmassenschätzwert, zeigte geschlechtsspezifische Unterschiede ( $p < 0.001$ ,  $r = 0.642$ , Tab. 1). Die Versuchsteilnehmerinnen erreichten eindeutig höhere Messwerte, als die männlichen Probanden. Das RML korrelierte auch geschlechtsunabhängig mit der Maximalkraft ( $r = -0.366$ ,  $p < 0.001$ ) und mit dem MMS ( $r = -0.856$ ,  $p < 0.001$ , Tab. 6), wobei das RML der kleineren Muskeln größer war, als das der größeren Muskeln.

#### **4.9.3. Arbeitskapazität und Muskelmasse**

Auch die innerhalb der 10-min-Messungen erreichte durchschnittliche Arbeitskapazität zeigte eine signifikante Korrelation zum MMS (Tab. 6,  $r = 0.633$ ,  $p = 0.027$ ) und den anderen sonographischen Messgrößen (jeweils  $r > 0.627$ ,  $p < 0.029$ ).

#### **4.9.4. Ausdauerleistungsgewicht (RAL)**

Die auf die Muskelmasse bezogene Arbeitskapazität, das so genannte Ausdauerleistungsgewicht, war hoch signifikant ( $p < 0.001$ ) abhängig von der Muskelmasse (MMS) der Probanden. Die Parameter standen jedoch in einer negativen Korrelation zueinander ( $r = -0.518$ ). Somit hatten kleinere Muskeln im Vergleich zu größeren eine höhere relative Ausdauerleistungsfähigkeit. Ähnlich wie das Maximalkraftleistungsgewicht war auch das Ausdauerleistungsgewicht bei den weiblichen Probanden höher als bei den männlichen Teilnehmern ( $p < 0.001$ ). Die männlichen Probanden erreichten mit  $3.0 \pm 0.233$  Ns/mg etwa 20 % weniger als die Frauen, die im Durchschnitt  $3.7 \pm 0.224$  Ns/mg erzielten ( $p < 0.001$ ,  $r = 0.379$ ).

#### **4.10. Subjektive Selbsteinschätzung**

Die regelmäßig vor Versuchsbeginn durchgeführte Selbsteinschätzung (Abb. 3, Tab. 7) ließ keine Beziehung zwischen der Motivation der Probanden und der Maximalkraft sowie der Arbeitskapazität erkennen ( $p > 0.05$ ; Tab 7). Auch der Näherungswert für die Muskelmasse (MMS) des Musculus adductor pollicis zeigte keine statistisch signifikante Abhängigkeit von der Motivation der Versuchsteilnehmer ( $p > 0.05$ ).

Nur bezüglich des Leistungsgewichtes ließ der Parameter Motivation eine signifikante Abhängigkeit erkennen ( $p=0.047$ ,  $r=-0.220$ ). Beide Messgrößen standen in negativer Korrelation zueinander. Das bedeutet, dass Probanden mit hoher relativer Ausdauerleistungsfähigkeit im Durchschnitt geringer motiviert waren und umgekehrt die Probanden mit hoher Motivation ein geringes Ausdauerleistungsgewicht aufwiesen. Das höhere RAL hatten, wie unter 4.9.4 beschrieben, die weiblichen Probanden.

Für die Messgrößen Fitness und Angst konnten keine signifikanten Korrelationen zu objektiv gemessenen Parametern festgestellt werden ( $p>0.05$ ).



	Muskelquerschnitt								Knochendurchmesser	
	Durchm.1		Durchm.2		Umfang		Fläche		Durchmesser	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
mittlere Maximalkraft	0,740	0,006	0,707	0,010	0,854	<0,001	0,799	0,002	0,762	0,004
mittlere Arbeitskapazität	0,565	0,055	0,534	0,074	0,711	0,010	0,655	0,021	0,689	0,013
	Muszellängsschnitt								Muskelmassenschätzwert	
	Durchm.1		Durchm.2		Umfang		Fläche			
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
mittlere Maximalkraft	0,754	0,005	0,859	<0,001	0,827	0,001	0,809	0,002	0,843	0,001
mittlere Arbeitskapazität	0,787	0,002	0,703	0,011	0,813	0,001	0,627	0,029	0,633	0,027
RAL									-0,52	< 0,001
RML									-0,86	< 0,001

Tabelle 6 Korrelation zwischen Maximalkraft bzw. Ausdauerleistung und den Muskelmaßen

Die mittlere Maximalkraft, die mittlere Arbeitskapazität und das Maximalkraft- (RML) sowie Ausdauerleistungsgewicht (RAL) wurden gegen die sonographisch ermittelten Muskelparameter und den daraus ermittelten Muskelmassenschätzwerte (MMS) mittels linearer Korrelation in Beziehung gesetzt (n=12 Probanden).

p: Irrtumswahrscheinlichkeit für die Ablehnung der Nullhypothese, dass die mittlere Maximalkraft, die mittlere Arbeitskapazität, sowie das RML und RAL nicht von den sonographischen Messgrößen abhängig sind

r: Korrelationseffizient

		Maximalkraft:	Arbeitskapazität:	MMS:	Leistungsgewicht:
Motivation	r	-0,101	-0,151	0,072	-0,220
	p	0,359	0,176	0,513	0,047
Fitness	r	-0,028	-0,100	0,001	-0,099
	p	0,799	0,372	0,955	0,375
Angst	r	0,198	0,061	0,148	-0,076
	p	0,071	0,589	0,180	0,500

Tabelle 7 Korrelation psychologischer Messparameter mit objektiven Messgrößen

Die Versuchsteilnehmer füllten vor Beginn jedes Versuches einen Fragenbogen aus, mit Hilfe dessen sie subjektiv ihre Motivation, Fitness und Angst einschätzen konnten. Ausgehend von diesen Daten wurden Zusammenhänge mit objektiven Messgrößen statistisch untersucht.

Die mit apparativer Hilfe bestimmte Maximalkraft und die Arbeitskapazität zählen zu den objektiven Messgrößen, ebenso wie der Muskelmassenschätzwert (MMS) und das daraus errechnete Ausdauer- (RAL) und Maximalkraftleistungsgewicht (RML).

p: Irrtumswahrscheinlichkeit für die Ablehnung der Nullhypothese, dass es keine Abhängigkeit subjektiver Messgrößen von den objektiven Parametern gibt

r: Korrelationskoeffizient für eine lineare Regression

## 5. Diskussion

### 5.1. Methodenkritik

In dieser Untersuchung sollte die muskuläre Ermüdung am Beispiel des Musculus adductor pollicis untersucht werden. Als Grundlage hierfür verwendeten wir ein bereits 1986 von B. Bigland-Ritchie, E. Cafarelli und N. K. Vollestad [10] entwickeltes Messprotokoll.

Zunächst führten wir eine Maximalkraftmessung (MKM) durch. Die MKM diente

- 1) der Feststellung der Maximalkraft (MK),
- 2) der individuellen Anpassung des Messprotokolls und
- 3) der Objektivierung des Kraftabfalls durch Ermüdung.

Zwischen der MKM und der anschließenden 10-min-Messung wählten wir ein Pausenintervall von 5 min [11, 15]. M. Badier et. al. [3] konnten in ihren Messungen zeigen, dass sich in dieser Zeit die verbrauchte Kraft regenerierte und sich sogar die sensiblen elektromyographischen (EMG) Veränderungen wieder normalisierten. In der 10-min-Messung wurde der Muskel mit einer Frequenz von 10 Kontraktionen pro Minute belastet. Die Höhe der geforderten Kraft wurde exakt auf die zuvor ermittelte Maximalkraft bezogen. Die gewählte Kontraktionsfrequenz entspricht etwa derjenigen des Zwerchfells bei Ruheatmung.

Einzelne Veränderungen gegenüber dem Messaufbau von B. Bigland-Ritchie waren dennoch nötig, um eine ideale Anpassung an unsere Fragestellungen zu gewährleisten. Um die Abhängigkeit des Durchhaltevermögens (Arbeitskapazität, Atot) von der Höhe der submaximalen Belastung (TF) zu untersuchen, wurde diese an den 7 Versuchstagen zwischen 0 und 70 % der Maximalkraft (MK) variiert. Es wurden ein Vorversuch sowie 6 Testungen mit unterschiedlicher Belastung in randomisierter Folge durchgeführt. Durch Erhöhung der Last wurde eine Situation simuliert, in der sich die Atemmuskulatur bei einer steigenden körperlichen Belastung befindet, z.B. bei einer schweren Bronchialerkrankung. Zeitlich war das Messprotokoll auf 10 min begrenzt, somit entfiel das von B. Bigland-Ritchie et al. und Cafarelli [10, 11, 15, 23, 32] verwendete Abbruchkriterium "Time limit of endurance, Tlim", was von anderen

Autoren auch als "Erschöpfung" bezeichnet wurde [21]. Hierbei wurde die Messung beendet, wenn im Rahmen der maximalen Kontraktionen nicht einmal mehr das Niveau der submaximalen Belastung erreicht wurde.

Durch diesen festgelegten Zeitrahmen konnten Interaktionen durch nachlassende Konzentration vermieden werden. Außerdem war die zeitliche Begrenzung bei den niedrigen Belastungsstufen notwendig, um eine praktikable Versuchsdauer zu gewährleisten. Voruntersuchungen [38] am M. quadriceps femoris zeigten, dass bei einer TF von 30 % die Abnahme der Kraftreserven nicht ausreichte, um Tlim zu erreichen. Die zeitliche Begrenzung erwies sich im Laufe unserer Messungen aus einem weiteren Grund als sinnvoll. Die bei hohen Belastungsstufen (TF > 40 %) schnell fortschreitende Ermüdung zeigte eine Diskrepanz zwischen submaximalen und maximalen Kontraktionen (Abb. 29-32). Im Rahmen submaximaler Kontraktionen waren die Probanden teilweise nicht in der Lage, die geforderte TF zu erreichen, dennoch erreichten sie in den minütlichen MVC Kräfte, die deutlich das submaximale Belastungsniveau überschritten. Eine alleinige Beurteilung der zunehmenden Ermüdung anhand des Abfalls der MK erwies sich somit für diese Untersuchung als nicht sinnvoll. Aus diesem Grund erachten wir das Abbruchkriterium Tlim als ungenau und haben es nicht in die Auswertung einbezogen. Weitere Veränderungen bestanden darin, dass wir auf die zu Beginn des Belastungsprotokolls (10-min-Messung) durchgeführte erste MVC verzichteten. Die allein durch submaximale Belastung verursachte Ermüdung sollte somit möglichst wenigen Störungen unterliegen. Während des Versuchsablaufs waren allerdings wiederholte maximale Kontraktionen (MVC) unerlässlich, um vor allem in der Anfangsphase oder bei niedrigen Belastungsniveaus eine Abnahme der Kraftreserven zu erkennen.

Auf die Elektrostimulationen des Muskels verzichteten wir vor dem Hintergrund, dass in den Voruntersuchungen [5, 10, 11, 15, 20] die elektrische Reizung am Daumen, aber auch am M. quadriceps femoris nicht in der Lage war, die in einer maximal willkürlichen Kontraktion erzeugte Kraft zu überschreiten.

Um das oben schon erwähnte optimale Verhältnis von Ausdauer und Kraft zu ermitteln, musste das Messprotokoll zum einen die MK und zum anderen die Ausdauerleistungsfähigkeit (Arbeitskapazität, Durchhaltevermögen) erfassen. Hierzu errechnete unser Messprogramm die in dem Zeitabschnitt von 10 min erbrachte Kraft

in Form eines Integrals. Dieser Parameter stand durch die komplette Digitalisierung der Kraftregistrierung ohne zusätzlichen Aufwand zur Verfügung. Keine der bisherigen Untersuchungen hat aus methodischen Gründen diesen Parameter bestimmen können.

Durch Untersuchungen am M. add. poll. und quadriceps femoris stellte R. H. T. Edwards et. al. bezüglich der Kraft pro elektrischer Stimulationsfrequenz, der Relaxationsgeschwindigkeit und der Ermüdungsrate bei langandauernden elektrischen Stimulationen ein fast identisches Verhalten fest [18]. Von S. J. Mc Laughlin konnte zudem gezeigt werden, dass die Messergebnisse auch auf Muskeln anderer Größe, unter anderem auf das Zwerchfell übertragbar sind [28].

Dies war für uns von Bedeutung, da wir unsere Messergebnisse unter anderem auf die Atemmuskulatur übertragen wollten. Mit den im Protokoll vorgesehenen 10 Kontraktionen pro Minute wurde annähernd eine normale Atemfrequenz nachempfunden, auch den schon beschriebenen Wechsel zwischen Kontraktion und Pause findet man im Atemzyklus wieder.

Es gab zahlreiche Gründe, weshalb wir uns für den M. add. poll. als Modell für den ermüdenden Zwerchfellmuskel entschieden. Für unsere Messung benötigten wir einen relativ kleinen Muskel, um allgemeine Herz-Kreislaufbelastungen gering zu halten. Dies war unter anderem im Hinblick auf nachfolgende Untersuchungen an Dialysepatienten mit deutlich reduziertem Allgemeinzustand und eingeschränkter kardiozirkulatorischer Reserve nötig.

Aufgrund seiner Größe und oberflächlichen Lage ließ sich auch die Morphologie (Anatomie) des Muskels ausgesprochen gut mit dem Ultraschallgerät beurteilen. Dies zeigte sich in einer hoch signifikanten Korrelation aller morphologischen Daten mit den funktionellen Messgrößen (Tab. 6). Beispielsweise sei hier die Abhängigkeit der Maximalkraft (MK) vom Muskelmassenschätzwert (MMS) aufgeführt:  $r=0.843$ ;  $p=0.001$ .

Für die Funktionsuntersuchung zeigte sich der M. add. poll. ebenfalls gut geeignet. Durch die Insertion an einem Hebelarm und die von ihm dominierte Adduktionsbewegung ließ der Muskel sich sowohl in zahlreichen vorangegangenen [3, 5, 9, 10, 11, 20, 26, 28, 30, 37] als auch in unserer Messung gut untersuchen.

Die Muskelwahl und die Funktionsuntersuchungen stützten sich außerdem auf eine breite Basis histologischer, biochemischer und elektrophysiologischer Voruntersuchungen [2, 5, 9, 26, 28].

Um unser Messprotokoll exakt durchzuführen, war eine feine Abstufung der Kraft erforderlich. Der M. add. poll. entsprach dieser Anforderung, da er relativ kleine motorische Einheiten aufweist, die eine fein abgestufte Rekrutierung ermöglichen [5, 10, 34]. Eine hohe Innervationsdichte (Muskeifaser / Nerv = 400) konnte auch bei der Zwerchfellmuskulatur ermittelt werden [33].

Zudem zeigten B. Bigland-Ritchie et al. 1983 [5] mit der elektrischen Reizung des Nervus ulnaris, dass der M. adductor pollicis hohe Stimulationsfrequenzen benötigt, um maximale Kontraktionen des Muskels auszulösen. Aus dem Verhältnis von Kraftänderung zu Frequenzänderung ergab sich somit eine durch Frequenzvorgaben gut einstellbare Feinmotorik. In unseren Untersuchungen bestätigte sich, dass die Kraft an diesem Muskel sehr exakt gemäß der Vorgabe, bis unmittelbar vor Dekompensation, durch Ermüdung eingestellt werden konnte. In Abb. 25 zeigt sich nahezu keine Schwankung der submaximalen Kraft. Alle Probanden (Abb. 26) konnten die geforderte Kraft (target force, TF) von 20 % exakt einhalten. Erst mit fortschreitender Ermüdung (Abb. 29-32) waren einzelne Versuchsteilnehmer nicht mehr in der Lage, die TF aufzubringen.

Neben der Fähigkeit der kontrollierten Kraftabstufung benötigten wir für die Einhaltung des Belastungsprotokolls und dem schnellen Wechsel von Kontraktion und Entlastung einen reaktionsschnellen Muskel. Auch zu diesem Thema existierten bereits Veröffentlichungen. B. Bigland-Ritchie et al. beschrieben 1983 [5] anhand der Twitch-contraction-time (Reiz-Kontraktionszeit) die hohe Reaktionsgeschwindigkeit dieses Muskels. Er besteht zwar überwiegend aus langsam zuckenden Typ 1 Fasern (70-80%), die den aeroben Stoffwechsel nutzen, dennoch reagiert er ausgesprochen schnell (Reiz-Kontraktionszeit 71,0 ms, 1/2 Relaxationszeit 61,0 ms), weil er mit einer hohen Stimulationsfrequenz (Aktionspotentialfrequenz der afferenten Motoneurone) nerval stimuliert wird [5]. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit der von F. Bellmare and J. J. Woods et al. und D. F. Rochester am menschlichen Zwerchfell gemessenen Reaktionszeit (TPT, time to peak tension) 70,0 ms und 1/2 Relaxationszeit (RT) 67,0 ms [5, 33].

Andere Untersuchungen von B. Bigland-Ritchie am Musculus abductor pollicis brevis und flexor pollicis brevis zeigten die Widerstandsfähigkeit der Daumenmuskulatur gegen Ermüdung, was generell bei Muskeln mit überwiegend langsamen Fasern typisch ist [34,37]. Das ist physiologisch bedeutsam, weil diese Muskeln häufig bei Haltearbeiten, Greifbewegungen und Ausdauerbelastungen eingesetzt werden.

Die nervale Stimulationsfrequenz des M. adductor pollicis [17] liegt im Bereich von 5-30 Hz, hier befindet sich auch das normale Frequenzspektrum des Diaphragmas [33].

Ähnliche Parallelen zeigten sich in der Elektromyographie. Eine Verschiebung der Amplitude von hohen zu niedrigen Frequenzen bei zunehmender Ermüdung konnte bei beiden Muskeln registriert werden. Diese Veränderung setzte bei beiden ein, noch bevor andere Ermüdungsanzeichen sichtbar wurden [3, 11, 23, 26, 30, 33].

Zur Validisierung unserer teilweise neuen Testmethode ließen wir nur gesunde Probanden im Alter zwischen 20 und 30 Jahren zu. Hiermit sollten mögliche Störeinflüsse, z.B. durch Vorerkrankungen, gering gehalten werden. Für dieses Kollektiv gelang es uns, Richtwerte zu erstellen (Muskelmasse, Maximalkraft, etc.), anhand derer die Einordnung weiterer Befunde von teilweise schwer krankem Patientengut möglich wurde.

Die Neuentwicklung dieses Messinstruments war notwendig, weil kein vergleichbarer Apparat im Handel zu erwerben war. Darüber hinaus war das in den wissenschaftlichen Untersuchungen von B. Bigland-Ritchie et al. [10, 11] verwandte Gerät eingeschränkt mobil und nicht für den klinischen Einsatz konzipiert.

S. J. Mc Laughlin et al. entwickelten ein ähnliches, aber mobiles Gerät, das den klinischen Einsatz ermöglichen sollte. Auch dieses Gerät schien uns von der technischen Konstruktion her noch zu komplex. Dies war vermutlich ein Grund, weshalb weitere Veröffentlichungen und verwertbare Ergebnisse ausblieben [28]. In diesen Untersuchungen wurden neben elektromyographischen Messungen die momentanen Kräfte gemessen.

Eine grundlegende Neuheit unserer Entwicklung war die Fähigkeit des Computerprogramms, die erbrachte Gesamtleistung, die so genannte Arbeitskapazität, zu errechnen. Diese Messgröße diente als Grundlage zur Ermittlung der Ausdauer (Ausdauerleistungen beginnen ab einer Dauer von 6 min [34]). Mit Hilfe einer

festgelegten Versuchsdauer, einer exakten chronologischen Kraftmessung und der Gesamtleistung war es möglich, Belastungen im Hinblick auf die "ideale" Kombination von Kraft und Ausdauer zu untersuchen.

Mit Hilfe der Sonographie des M. adductor pollicis (Abb. 8-11) konnte eine bis dahin vermisste [18] routinemäßig durchführbare Größenbestimmung vorgenommen werden, die eine Einordnung der Messergebnisse in Bezug zur Muskelmasse zuließ.

Schon 1915 vermutete Mosso [43], dass es möglich ist, den Ermüdungsgrad der Muskulatur wahrzunehmen. Zur Bestimmung des Ermüdungsgrades ließ Borg [12, 13] Probanden ihr Empfinden anhand einer vorgegebenen Skala selbst einordnen. Mit Hilfe dieser Methode versuchten auch wir jeweils zu Versuchsbeginn einen Status der augenblicklichen Gemütsverfassung, bezüglich Fitness, Angst und Motivation, zu erheben. In unseren Untersuchungen zeigte sich allerdings kein signifikanter Zusammenhang der physikalischen Messgrößen, mit den Ergebnissen dieser subjektiven Selbsteinschätzung, wenn man von dem schwach signifikanten negativen Zusammenhang zwischen Leistungsgewicht und Motivation einmal absieht.

Die Messapparatur zeichnete sich durch eine einfache Handhabung und hohe Genauigkeit aus. Das wurde durch die wiederholten Kalibrierungen erreicht, die vor und nach jeder Messung durchgeführt wurden. Im Laufe der gesamten Versuchperiode trat bei keinem Probanden eine Verletzung oder Reizerscheinung auf. Das belegt eine gute ergonomische Anordnung des kraftaufnehmenden Haltegriffs (Abb. 2).

Die Analyse der erbrachten Leistungen über die einzelnen Versuchstage belegte, dass weder Lerneffekte noch Ermüdungserscheinungen die Leistung beeinflussten (Tab. 4). Der Vorversuch zeigte weder in Bezug auf die Maximalkraft, noch im Bereich der Arbeitskapazität einen signifikanten Unterschied zum Hauptversuch mit entsprechender submaximaler Belastung.

## **5.2. Ermüdung**

Muskuläre Ermüdung ist definiert als eine reversible Verminderung der Muskelkraft durch vorangegangene Belastung [14, 39].



Mögliche Gründe für die muskuläre Ermüdung sind eine verminderte zentrale Erregung der motorischen Einheiten (central motor drive), eine verminderte neuromuskuläre Kopplung, eine Abnahme der Kopplung von Erregung und Kontraktion oder eine "Ermüdung" des kontraktiven Systems.

In unseren Untersuchungen lag das hauptsächliche Augenmerk in der Beschreibung der Ermüdung bei verschiedenen starken Belastungen, nur sekundär erwarteten wir uns Rückschlüsse auf die oben angeführten Ursachen.

Um einen möglichst physiologischen Ermüdungsprozess zu simulieren, verwendeten wir intermittierende, submaximale Belastung [10, 21].

Zur Erfassung des Ermüdungsgrades bedienten wir uns einer bereits etablierten Methode. In regelmäßigen Abständen wurden hierbei maximale willkürliche Kontraktionen zur Bestimmung der verbleibenden Kraftreserven erzeugt.

In der Literatur reduziert sich die Untersuchung der Ermüdung häufig auf den Zeitpunkt der Erschöpfung, welcher dann häufig als "Tlim" bzw. "Time limit of endurance" bezeichnet wurde. Dieser wurde als derjenige Zeitpunkt definiert, bei dem die Kraftreserve unter das Niveau der geforderten submaximalen Kraft (TF) fiel [10, 11, 15, 23, 32].

In einer 1994 veröffentlichten Untersuchung konnten C. S. Fulco et. al. [21] in einem Messprotokoll, welches unserem Belastungsmodus ähnelte, zeigen, dass männliche Probanden bei TF 50 % in der Lage waren, im Durchschnitt 7,4 min durchzuhalten bis Tlim erreicht wurde. Nach 10 min konnte nur noch ein Versuchsteilnehmer mehr als die geforderten 50 % leisten. Im Unterschied zu unserer Untersuchung wurden hier Kontraktions- und Pausenintervalle von je 5 s gewählt. Wir hingegen verwendeten einen Arbeitszyklus von 6 s Kontraktion und 4 s Pause. Die Gesamtbelastung lag bei uns somit um 20 % höher. Dennoch unterschritt nur ein einziger Proband (RO, Abb. 30) ab der 7. min die TF von 50 %. Die Gründe für diesen Unterschied können darin liegen, dass

1) unsere Probanden zu 50 % weiblich waren und als Frauen tatsächlich ein besseres Durchhaltevermögen hatten, als die Männer und

2) in unserem Protokoll die Höhe der submaximalen Kraft exakt und lückenlos registriert wurde, während die Gruppe um C. S. Fulco keine digitale Datenaufzeichnung durchführte (oscilloscope, chart recorder).

B. Bigland-Ritchie führte 1986 [10] am M. quadriceps femoris mit einem vergleichbaren Protokoll Untersuchungen zum Thema muskuläre Ermüdung durch. Bei einer TF von 50 % wurde T<sub>lim</sub> nach nur 4,4 min erreicht. Bei einer submaximalen Belastung von TF 30 % war die Kraftabnahme dagegen so gering, dass das T<sub>lim</sub> erst nach 31,7 min erreicht wurde. In einer anderen Untersuchung [38] zeigte sich bei TF 30 % nach 30 min eine Verminderung der Kraftreserven um 43 %.

Im zeitlichen Rahmen unseres Messprotokolls wurde bei TF 50 % das Stadium der Erschöpfung nur von einem Probanden erreicht (RO, Abb. 30). Erst bei TF 60 % (Abb. 21, 22, 31-34) war der Abfall der Kraftreserven so stark, dass der Zeitpunkt der Erschöpfung, entsprechend den oben angeführten Kriterien, ab der 5. min im Vorversuch (Abb. 21) bzw. der 7. min des Hauptversuches (Abb. 31) eintrat. Insofern war das allgemeine Durchhaltevermögen bei unserer Untersuchung höher, als dies nach den in der Literatur genannten Daten zu erwarten war.

Als Erklärung für diese unterschiedlichen Ergebnisse kommen mehrere Faktoren in Betracht:

1) Unterschiede in der Zusammensetzung der Probanden, beispielsweise mit Bezug auf das Geschlecht, wie oben erwähnt, oder Alter und Trainingszustand;

2) unterschiedliche Genauigkeit in der Steuerung des Versuchsprotokolls. In den genannten Referenzstudien wurden die Befehle mündlich erteilt und die Leistungen nicht kontinuierlich aufgezeichnet und weiterverarbeitet;

3) mögliche Unterschiede in der Länge des Hebelarms oder der Muskelvordehnung;

4) zusätzliche Elektrostimulationen, wie bei B. Bigland-Ritchie [10], die eine vorzeitige Ermüdung begünstigten.

Wie N. K. Vollestad [39] es in ihrer Arbeit über die muskuläre Ermüdung beschreibt, ist es schwer, die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungen zu vergleichen. Tatsächlich war es schwierig, vor allem in den niedrigen Belastungsstufen vergleichbare

Voruntersuchungen zu finden, die eine Einordnung unserer 10-min-Messung ermöglichen.

Zur Erforschung der "Atempumpe" hat sich der Tension-Time-Index (TTI) zur Beurteilung des Energieverbrauches der Inspirationsmuskulatur durchgesetzt [6]. Die Ermüdung setzt schnell ein, wenn bei jedem Atemzug ein im Verhältnis zum maximal möglichen Inspirationsdruck ( $P_i \text{ max}$ ) hoher Inspirationsdruck ( $P_i$ ) entwickelt wird und wenn die Kontraktion der Inspirationsmuskulatur (TI) im Verhältnis zur Dauer des Atemzyklus (TTOT) groß ist.

Der Tension-Time-Index ( $\text{TTI} = (P_i / P_{i\text{max}}) * (TI / \text{TTOT})$ ) liegt bei normaler Atmung zwischen 0.02 und 0.05. Eine beginnende Ermüdung setzt bei 0.15 ein. Dabei wurde Ermüdung als ein signifikantes Absinken der Leistungsreserve definiert, also ein Überschreiten der Dauerleistungsgrenze.

Auch für unsere Versuche berechneten wir die TTI, die deutliche Parallelen zur Atemmuskulatur erkennen ließen. Ein signifikanter Abfall der Kraftreserven und somit eine beginnende Ermüdung zeigte der M. add. poll. schon bei TF 20 % ( $p=0.012$ ; Abb. 14, 25); der Tension-Time-Index für diesen Belastungsmodus lag bei 0.2. Nur beim niedrigsten Belastungsniveau (TF 0 %), bei dem ausschließlich im Minutentakt maximal willkürliche Kontraktionen durchgeführt wurden, zeigte sich statistisch keine Kraftabnahme ( $p=0.087$ ; Abb. 13), also keine signifikante Ermüdung. Hier betrug der Tension-Time-Index 0.1, also ein Wert, bei dem auch an der Atemmuskulatur [6] noch keine Kraftabnahme gesichert werden konnte.

Auf unser Protokoll bezogen, wäre die obere Grenze für eine ermüdungsfreie Belastung bis zu einer TF zwischen 10 und 20 % anzunehmen. Eine TF von 10 % entspräche beispielsweise einem TTI von 0.15.

In allen vorangegangenen Untersuchungen wurde zur Festlegung des Erschöpfungszeitpunktes eine klare Trennung der submaximalen von den maximalen willentlichen Kontraktionen zugrunde gelegt. Einen dementsprechend idealisierten Kurvenverlauf konnten wir nur bis zu einem Belastungsniveau von TF 40 % (Abb. 27) beobachten. Bei höherer Belastung zeigte sich ein zunehmender Kraftabfall während der submaximalen Kontraktionen, obwohl durch maximale Anstrengung (MVC) noch höhere Werte erreicht werden konnten (Abb. 29-32).

Mit Zunahme der Belastung zeigte sich ein immer steilerer Abfall der Kraftreserven, vor allem in den Anfangsphasen der Versuche (Abb. 19). Bei einer TF von beispielsweise 70 % (Abb. 18) war die Abnahme der Kraftreserven in den ersten 4 min sehr deutlich, in den folgenden 6 min war in zunehmendem Maß eine Verlangsamung des Abfalls und nahezu ein Stillstand erkennbar. Die Verlangsamung der Abfallgeschwindigkeit war darauf zurückzuführen, dass

- 1) die während der MVC geleistete Arbeit immer kleiner wurde und
- 2) die target force zunehmend unterschritten wurde (Abb. 33, 34).

Durch diese Faktoren kam aber gleichzeitig eine zunehmende Abweichung der tatsächlichen Leistung von der theoretischen ermüdungsfreien Leistung zustande.

Es war naheliegend anzunehmen, dass bei der höchsten geforderten Leistung auch die höchste Leistung erbracht wird. Betrachtet man aber die Arbeitskapazität in Abhängigkeit von der geforderten Kraft, so war die vermutete lineare Abhängigkeit zwischen target force und Arbeitskapazität nur bis zu einer TF von 50 % zu erkennen (Abb.35).

Die stetige Zunahme der Arbeit ist in Abbildung 35 gut sichtbar. Ab TF 50 % brach diese Entwicklung ab. Bei höheren submaximalen Belastungen war kaum noch ein Arbeitszuwachs zu registrieren. Nachdem bei TF 60 % ein Maximum der Arbeitskapazität erreicht wurde, kam es bei einer stärkeren Belastung sogar zu einem Abfall der Gesamtarbeit.

Offensichtlich handelte es sich bei TF 70 % um eine Überforderung der Leistungsreserven, selbst bei einer nur 10 min anhaltenden Belastung. Bei TF 60 % wurden mit 20319 Ns immerhin 2.6 % mehr Arbeit erbracht, als bei TF 70 % mit 19805 Ns (Tab. 5, Abb. 35). Für eine statistische Signifikanz reichte dieser Unterschied allerdings nicht aus.

Für alle Versuchstypen wurden bezüglich der Arbeitskapazität Sollwerte errechnet (Abb. 35). Dass die Probanden nicht in der Lage waren, diese zu erreichen, lag

- 1) an der Reaktionszeit,

2) dem Abfall der Kraftreserven und

3) an der Unfähigkeit, die geforderte submaximale Kraft aufzubringen (Abb. 29-32).

Die Betrachtung der einzelnen Probanden (Tab. 1; Abb. 36 a-d) zeigte, dass die Abweichung zwischen Soll- und Istwerten zum einen durch die Maximalkraft der Probanden und zum anderen in zunehmendem Maße durch die Höhe der geforderten Leistung determiniert wurde.

Der Faktor Maximalkraft zeigte allerdings eine hoch signifikante Abhängigkeit von der Muskelmasse (Tab. 6) und dem Geschlecht der Versuchsteilnehmer (für beide  $p < 0.005$ ). Das bedeutet, dass die mit größeren Muskeln ausgestatteten männlichen Probanden am deutlichsten unterhalb der Soll-Arbeitskapazität lagen (Abb. 36 a-d). Sie unterschritten schon bei niedrigsten Belastungen (TF 0 und 20 %) deutlich die Sollwerte, obgleich sie bei höherer Belastung noch deutlich mehr zu leisten vermochten (Tab. 2; Abb. 30, 32).

### **5.3. Zentrale Ermüdung**

Zentrale Ermüdung wird definiert als die Unfähigkeit, einen Muskel durch zentralnervöse Stimulation maximal zu aktivieren. Durch den Vergleich zwischen maximal willkürlicher Kontraktion (MVC) und Elektrostimulation wurde diese zentralnervöse Ermüdung "messbar" gemacht [14].

Entsprechend der Definition wurde in früheren Veröffentlichungen nur Wert auf die MVC gelegt. Sie diente auch der Festlegung des "Erschöpfungszeitpunktes", bzw. der "Tlim" [10, 11, 15, 23, 32].

In diesen Untersuchungen konnte auch belegt werden [10], dass der Daumenmuskel die Fähigkeit aufweist, auch ohne Elektrostimulation maximal aktivierbar zu sein. Entsprechend dieser Voruntersuchungen war zu erwarten, dass das Phänomen der zentralen Ermüdung bei der Arbeit des M. add. poll. keine Rolle spielt.

In unserer Untersuchung war es weniger das Ziel, die Ursache der Kraftabnahme zu klären, als den praktischen Ermüdungsverlauf bei verschiedenen Belastungen zu messen. Dennoch konnten wir hier neue Erkenntnisse gewinnen.

In den vorangegangenen Messungen wurde die Beurteilung der submaximalen Kontraktionen vernachlässigt, da bei ihnen zunächst kein Kraftabfall erwartet wurde. Somit wurden sie nicht berücksichtigt, um den Zeitpunkt der Erschöpfung festzulegen [10, 11, 15, 21, 23, 32] oder die zentrale Ermüdung zu beurteilen.

In unseren Messungen fiel auf, dass einige Probanden, wie beispielsweise RO und SA (Abb. 30), die submaximale Kraft von 50 % nicht aufbringen konnten, aber dennoch in der Lage waren, durch MVC deutlich höhere Kräfte zu mobilisieren. Diese Entwicklung nahm mit zunehmender Belastungsintensität und Dauer der Messung zu (Abb. 29-32). Das bedeutet, dass bei submaximaler optischer und akustischer Stimulation die Sollleistung unterschritten wurde, obwohl noch die entsprechenden Leistungsreserven vorhanden waren. Dies entspricht einem Schutzmechanismus gegenüber einer vorzeitigen Auszehrung der Kraftreserven und kann auch als eine "zentrale Ermüdung" verstanden werden. Erst, wenn beispielsweise bei TF 70 % ein bestimmtes Ermüdungsniveau überschritten wurde, näherten sich die MVC an die submaximalen Kräfte an, bis beide nicht mehr voneinander zu unterscheiden waren und jede Kontraktion als maximal gewertet werden konnte (Abb. 33).

Die Beobachtung einer chronischen Unterschreitung der Sollleistung wegen drohender Erschöpfung wurde bisher nur im Bereich der Atemmuskulatur gemacht [42], für den schon zuvor eine zentrale Ermüdung nachgewiesen wurde [7]. Somit belegen unsere Ergebnisse, dass der M. add. poll. auch in dieser Hinsicht ein sehr gutes Modell für die Atemmuskulatur darstellt. Der Abfall der maximalen Kontraktionen spiegelt dabei überwiegend die periphere Ermüdung wieder, während der beschriebene vorzeitige Abfall der submaximalen Kontraktion die "zentrale Ermüdung" anzeigt.

Auf der Basis dieser Beobachtungen muss die Messung der zentralen Ermüdung, allein durch den Vergleich von MVC mit Elektrostimulation, als nicht ausreichend bezeichnet werden. Eine Differenzierung der zentralen Ermüdung nach dem Grad der Belastung und der Art und Intensität der Motivation von außen erscheint notwendig.

So sollte man einen Prozess zur Entlastung der Muskulatur und Bewahrung der Muskelintegrität in den Begriff der "zentralen Ermüdung" einbeziehen.

#### 5.4. Individuelle Faktoren

Mit unserer Messung untersuchten wir verschiedene Faktoren, die möglicherweise die Maximalkraft, den Verlauf der Kraftreserven und die Arbeitskapazität beeinflussten.

Berücksichtigt wurden hierbei anthropometrische Daten, wie Geschlecht, Körpergröße und Gewicht, aber auch die sonographisch ermittelte Muskelmasse und subjektive Parameter wie beispielsweise die Motivation (Tab. 1, 3).

Die Sonographie erwies sich als eine geeignete Methode zur Beurteilung der Muskelmasse (MMS) des M. add. poll. Dies zeigte sich unter anderem in der erwartungsgemäß guten Korrelation der Muskelmasse mit der Maximalkraft (MK) der Probanden ( $p=0.001$ ;  $r=0.843$ ; Tab. 6).

Schon Zaciorskij konnte 1968 zeigen [24], dass es sich bei dem Muskelvolumen, i.e. Muskelquerschnitt multipliziert mit Muskellänge, um den wichtigsten limitierenden Faktor der maximalen Kraft handelt.

Die Muskelmasse unserer Probanden variierte zwischen 2878 und 7839 mg (Tab. 1). Entsprechend wurde im ersten Fall mit 81.7 N die niedrigste und im zweiten Fall mit 133.4 N die zweithöchste Maximalkraft erreicht. In dem direkten Vergleich beider Geschlechter bestätigte sich die Vermutung, dass die weiblichen Probanden eine signifikant niedrigere Muskelmasse und Maximalkraft aufwiesen ( $p<0.001$  für beides). Die durchschnittliche Maximalkraft lag bei den Frauen bei 84.6 N, deren Muskelmasse bei 4032 mg. Die Muskelmasse der Männer lag mit 6796 mg im Schnitt 67 % darüber. Die Maximalkraft der männlichen Probanden betrug 114.6 N. Das überstieg die Maximalkraft der weiblichen Probanden aber nur um 35 %. In zahlreichen Voruntersuchungen zum Thema Maximalkraft wurden ähnliche Unterschiede zwischen den Geschlechtern gefunden [24].

Aus der Maximalkraft pro Muskelmasse berechneten wir die relative Maximalkraft, das Maximalkraftleistungsgewicht (RML). Dieser Parameter zeigte ebenfalls eine hoch signifikante Abhängigkeit von den Probanden und deren Geschlecht (jeweils  $p<0.001$ ). Die weiblichen Probanden zeigten ein um 29 % höheres relatives Leistungsvermögen, als der Durchschnitt der Männer.

Eine negative Korrelation mit der Muskelmasse zeigte darüber hinaus, dass kleinere Muskeln ein signifikant höheres Maximalkraftleistungsgewicht hatten (Tab. 6;  $p < 0.001$ ;  $r = -0.856$ ). Ähnlich konnte in Voruntersuchungen gezeigt werden, dass mit steigender Körpermasse die absolute Kraft ansteigt, die relative Kraft allerdings abfällt [24]. Der Unterschied zwischen den Geschlechtern erklärt sich somit zumindest partiell durch den Unterschied in der Muskelmasse. Unsere männlichen Teilnehmer hatten im Durchschnitt ein Körpergewicht von 76 kg (Tab. 1). Das sind 20.6 % mehr, verglichen mit den weiblichen Probanden, die im Mittel 63 kg wogen. Der Unterschied in der Muskelmasse war noch weitaus größer, wie oben dargestellt. Ausgehend von der Korrelation zwischen Höhe der Maximalkraft und Abweichung von der Sollleistung (Abb. 36 a-d) ließen sich keine geschlechtsspezifischen Unterschiede sichern. Das bessere Leistungsgewicht der Frauen erklärt sich demnach aus der geringeren Muskelmasse. Somit bestätigen unsere Untersuchungen nicht die Annahme eines echten geschlechtsspezifischen Unterschiedes. Das kann allerdings dadurch bedingt sein, dass im Bevölkerungsdurchschnitt die Muskulatur der Frau im täglichen Leben mehr beansprucht und somit besser trainiert wird [24], während das für unsere Probanden sicherlich nicht der Fall war, da es sich ausschließlich um junge Studentinnen und Studenten handelte.

Ein wesentlicher Faktor für den zunehmenden Kraftabfall (Kraftreserve) im Verlauf der 10-min-Messung war die Höhe der submaximalen Belastung. Ab einer TF von 20 % kam es zu einem signifikantem Abfall der Kraftreserven (Abb. 14;  $p = 0.012$ ; Abb. 15-18  $p < 0.001$ ).

Die Arbeitskapazität, als Maß für die Gesamtleistung in 10 min, zeigte einen niedrigeren Korrelationskoeffizient mit der Muskelmasse ( $p = 0.001$ ;  $r = 0.633$ , ohne TF 0 %) als die Maximalkraft ( $p = 0.027$ ;  $r = 0.843$ ). Für diese als aerobe Kurz- bis Mittelzeitausdauer zu bezeichnende Belastung von 10 min ist die Masse des Muskels noch von Bedeutung. Die Beziehung beider Parameter würde jedoch bei längeren Ausdauerbelastungen, wie beispielsweise Marathon-Läufern, noch weiter abnehmen.

Die Probanden erreichten individuell verschiedene Arbeitskapazitäten ( $p < 0.001$ , ohne TF 0 %). Das Geschlecht spielte hierbei eine wichtige Rolle. So erzielten die weiblichen Probanden 4954 Ns, die männlichen Probanden hingegen mit 6029 Ns und somit durchschnittlich 21.7 % mehr ( $p = 0.005$ ; Tab. 1).



Wie bei der Maximalkraft, wurde auch die Arbeitskapazität im Verhältnis zur Muskelmasse betrachtet. Das Ausdauerleistungsgewicht variierte zwischen 2.1 und 4.6 Ns/mg (Tab. 1), wobei die weiblichen Versuchsteilnehmer im Schnitt signifikant höhere Werte erreichten ( $p < 0.001$ ). Ähnlich wie bei der Maximalkraft, konnten wir auch hier feststellen, dass größere Muskeln ein relativ geringeres Leistungsgewicht besitzen.

Dementsprechend zeigen die Abbildungen 36 a-d, dass Probanden mit einer höheren Maximalkraft in zunehmendem Maße die "Soll-Arbeitskapazität" unterschreiten. Diese Entwicklung ist bei niedriger submaximaler Belastung diskret, nimmt aber mit zunehmender TF deutlich zu. Der geschlechtsspezifische Unterschied im Ausdauerleistungsgewicht ist insgesamt mehr dem geschlechtsspezifischen Unterschied in der Muskelmasse, als dem Geschlecht selbst zuzuschreiben. Es ergibt sich entsprechend das gleiche Bild wie beim Maximalkraftleistungsgewicht. Die Ursache für die ausgeprägte negative Korrelation zwischen Muskelmasse und Leistung / Masse bleibt unklar (Tab. 6). Als mögliche Ursache wären sowohl Unterschiede in der Muskelfaserzusammensetzung, der biochemischen Ausstattung, der maximalen Durchblutung und der Innervationsdichte anzusprechen.

Zur Überprüfung der Genauigkeit, mit der die Probanden das Versuchsprotokoll erfüllten, wurde eine weitere Messgröße eingeführt. Das Messprogramm zeigte den Teil der Arbeitskapazität an, der außerhalb der vorgesehenen Intervalle geleistet wurde. Aus dessen prozentualen Anteil an der gesamten Arbeitskapazität ergab sich die Ungenauigkeit (U). Sie war individuell verschieden ( $p < 0.001$ ), aber nicht abhängig vom Geschlecht der Versuchsteilnehmer ( $p = 0.309$ ).

Da jeder Proband den Versuch mit einer submaximalen Belastung von TF 60 % zwei Mal absolvierte, war ein Vergleich im Hinblick auf Trainingseffekte möglich. Der erste Versuch jedes Probanden war der Vorversuch mit einer TF von 60 %. In den folgenden sechs Versuchstagen mussten die Teilnehmer noch ein weiteres Mal in randomisierter Folge an einem Versuch mit gleicher Belastung teilnehmen, dem Hauptversuch TF 60 %.

Ein signifikanter Trainingseffekt konnte bezüglich der im Durchschnitt erreichten Kraftreserven verzeichnet werden ( $p = 0.019$ ). Dass es sich hierbei um eine übungsbedingte Optimierung des zeitlichen Ablaufes und nicht um einen muskulären

Trainingseffekt handelte, veranschaulichte die Arbeitskapazität. Sie zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Versuchen ( $p=0.580$ ).

## 6. Schlussfolgerung

Die elektronisch gesteuerte Vorgabe für die Erbringung einer definierten Soll-Kraft mittels optischer Signale führt zu einer exakten Erfüllung der Vorgabe, so lange keine Erschöpfung oder weitgehende Ermüdung vorliegt.

Die Ungenauigkeit bei der Befolgung dieser Vorgabe ist individuell verschieden aber weder geschlechtsspezifisch noch abhängig von der Höhe der geforderten Leistung.

Zeichen der Ermüdung (Abnahme der Kraftreserve) sind bereits bei einem Time-Tension-Index von 0.2 zu erkennen und nehmen mit steigender Belastung kontinuierlich zu.

Je größer die Muskelmasse des Probanden ist, desto kleiner ist die Leistung pro Gewichtseinheit des arbeitenden Muskels. Dieser Zusammenhang erklärt im wesentlichen die geschlechtsspezifischen Unterschiede im relativen Leistungsgewicht zugunsten der Frauen.

Eine "zentrale Ermüdung" ist im Verlauf einer 10-minütigen Belastung am Musculus adductor pollicis festzustellen anhand eines Kraftverlustes bei noch vorhandener Kraftreserve. Sie wird bei den meisten Probanden oberhalb eines Time-Tension-Index von 0.36 beobachtet. Dies entspricht wahrscheinlich einem zentral gesteuerten Energiesparmechanismus.

## 7. Zusammenfassung

Die Ermüdung der Atemmuskulatur ist von hoher klinischer Relevanz für Patienten mit Erkrankungen der Lunge, der Atemwege und der aktiven und passiven Atempumpe. Die Untersuchung des Phänomens der muskulären Ermüdung an der Atemmuskulatur selbst, wird erschwert durch die negativen Effekte einer Ermüdung auf die Blutgase und durch den Stress, den eine solche Untersuchung erzeugt. Auf der Suche nach einem geeigneten Modell der Atemmuskulatur bietet sich der *Musculus adductor pollicis* an, nachdem dieser in zahlreichen wissenschaftlichen Voruntersuchungen morphologische und elektrophysiologische Parallelen zur Atemmuskulatur zeigte. Im Gegensatz zur Atemmuskulatur zeigt allerdings dieser Muskel, entsprechend der Literaturangaben keine zentrale Ermüdung.

Unser neu entwickeltes Meßsystem erlaubte es, submaximale und maximale Kontraktionen des *Musculus adductor pollicis* gesondert zu betrachten. Mit dieser Differenzierung gelang es, eine vorzeitige Ermüdung im Bereich der submaximalen Kontraktion aufzudecken (Abb. 29, 31).

Durch die Sonographie des *Musculus adductor pollicis* (Abb. 8-11) erhielten wir zuverlässige Messergebnisse bezüglich der arbeitenden Muskelmasse. So konnten wir beispielsweise zeigen, dass die Muskelmasse entscheidend die Maximalkraft determiniert ( $p < 0.001$ ;  $r = 0.843$ ; Tab. 6), dass aber ihr Einfluss auf die Ausdauerleistung deutlich geringer ist. Weiterhin konnten wir zeigen, dass eine negative Korrelation zwischen der Muskelmasse und der Ausdauerleistung / Masse besteht, welche im wesentlichen die Unterschiede zwischen Frauen und Männern in dieser Hinsicht erklärt. Wir fanden Zeichen einer zentralen Ermüdung am *Musculus adductor pollicis* die, ähnlich zur Atemmuskulatur, bereits ab einem Time-Tension-Index von 0.2 auftraten. Regelmäßig waren Zeichen einer zentralen Ermüdung festzustellen, sobald die geforderte Kraft einen Time-Tension-Index von 0.36 überschritt.

Wir folgern, dass die Untersuchung des *Musculus adductor pollicis* mittels eines digitalisierten Belastungsprotokolls über 10 min als Modell der Ermüdung der Atemmuskulatur geeignet ist.

## 7. Summary

The fatigue of respiratory muscles has a high clinical significance for patients with lung diseases, respiratory tract problems and active and passive breathing pump.

Investigations in the phenomenon of muscular fatigue of the respiratory muscles themselves are made more difficult by the negative effects of fatigue on the blood gases and by the stress that is generated on account of these investigations. The search for a suitable model for respiratory muscles ends in musculus adductor pollicis after it has shown morphological and electro-physiological parallels with respiratory muscles in many scientific preliminary investigations. However, literature says that unlike breathing muscles, this muscle does not show any central fatigue.

Our newly developed measurement system allows special observation of the sub-maximum and maximum contractions of musculus adductor pollicis. This differentiation helped in detecting a pre-mature fatigue in the region of sub-maximal contraction (diag. 29, 31).

By doing a sonography of musculus adductor pollicis (diag. 8-11) we found reliable measured results about the working muscular mass. We could, for example, show that the muscle mass is a decisive factor for determining the maximum force ( $p < 0.001$ ;  $r = 0.843$ ; tab. 6), but that its effect on endurance performance is relatively less. We could further show that there is a negative correlation between the muscle mass and endurance performance / mass that mainly explains the difference between men and women in this respect. We found signs of central fatigue of musculus adductor pollicis that is similar to the respiratory muscles and that too from a time-tension-index of 0.2. Signs of central fatigue were also regularly detected as soon as the required time-tension-index exceeded 0.36.

We thus conclude that investigation of the musculus adductor pollicis using a digitalized stress log over 10 minutes is best suited as a model for fatigue of the respiratory- muscles.

## 8. Literaturverzeichnis

- 1) Babcock, M. A., D. F. Pegelow, S. R. McClaran. Contribution of diaphragmatic power output to exercise - induced diaphragmatic fatigue, *J Appl Physiol* 78: 1710-1719, 1995
- 2) Badier, M., C. Guillot, F. Lagier-Tessonnier, H. Burnet, Y. Jammes. EMG power spectrum of respiratory and skeletal muscles during static contaction in healthy man, *Muscle-Nerve* 16 (6):601-609, 1993
- 3) Badier, M., C. Guillot, F. Lagier-Tressonnier, Y. Jammes. EMG changes in respiratory and skeletal muscles during isometric contractions under normoxic, hypoxemic, or ischemic conditions, *Muscle Nerve* 17: 500-508, 1994
- 4) Bai, T. R., B. J. Rabinovitch, R. L. Pardy. Near - maximal voluntary hyperpnea and ventilatory muscle funktion, *J Appl Physiol* 57(6): 1742-1748, 1984
- 5) Bellmare, F., J. J. Woods, R. Johansson, B. Bigland-Ritchie. Motor-unit discharge rates in maximal voluntary contractions of three human muscles, *J Neurophysiol* 50(6):1380-1392, 1983
- 6) Bellmare, F., A. Grassino. Effects of Pressure and Timing of contraction on human diaphragm fatigue, *J Appl Physiol* 53(5): 1190-1195, 1982
- 7) Bellmare, F., B. Bigland-Ritchie. Central components of diaphragmatic fatigue assessed by phrenic nerve stimulation, *J Appl Physiol* 62: 1307-1316, 1986
- 8) Bigland-Ritchie, B., O. C. J. Lippold, Changes in muscle activation during prolonged maximal voluntary contractions, *J Physiol* 292: 14-15P, 1979
- 9) Bigland-Ritchie, B., C. G. Kukulka, O. C. J. Lippold, J. J. Woods. The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions, *J Physiol* 330:265-278, 1982
- 10) Bigland-Ritchie, B., E. Cafarelli, N. K. Vollestad. Fatigue of submaximal static contractions, *Acta Physiol. Scand* 128:137-148, 1986

- 11) Bigland-Ritchie, B., F. Furbush, J. J. Woods. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors, *J Appl Physiol* 61(2):421-429, 1986
- 12) Borg, G. Rating of perceived exertion and heart rates during short term cycle exercise and their use in a new cycling strength test, *Int J Sports Med* 3(3): 153-8, 1982
- 13) Borg, G., B. J. Noble. Perceived exertion, *Exercise and sport sciences reviews*, J. H. Wilmore (Ed.), London, Academic press 2: 131-153, 1974
- 14) Criée, C.-P., G. Laier-Groeneveld. Atemmuskelermüdung Pathophysiologie und Diagnostik, *Atemw Lungenkrkh* 24(10):461-472, 1988
- 15) Dolmage, T., E. Cafarelli. Rate of fatigue during repeated submaximal contractions of human quadriceps muscle, *Can J Physiol Pharmacol* 69:1410-1415, 1990
- 16) Duchateau, J., K. Hainaut. Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles, *J Physiol* 471:787-799, 1993
- 17) Edwards, R. H. T., D. K. Hill, D. A. Jones, P. A. Merton. Fatigue of long duration in human skeletal muscle after exercise, *J Physiol* 272: 769-778, 1977
- 18) Edwards, R. H. T., A. Young, G. P. Hosking, D. A. Jones. Human skeletal muscle function: description of tests and normal values, *Clin Sci Mol Med*. 52(3): 283-90, 1977
- 19) Estenne, M. Functional respiratory physiology and physiopathology of lung transplant patients, *Rev Mal Respir* 13(5): 5-14, 1996
- 20) Framboise, J., E. Cafarelli. Differential effects of voluntary and involuntary activation on contractile characteristics of two human muscles, *J Appl Physiol* 76(3): 1400-1402, 1994
- 21) Fulco, C. S., A. Cymerman, C. R. Muza, P. B. Rock, K. B. Pandolf, S. F. Lewis. Adductor pollicis muscle fatigue during acute and chronic altitude exposure and return to sea level. *J App Physiol* 77 (1): 179-183, 1994

- 22) Gollnick, P. D., J. Karlsson, K. Peihl, B. Saltin. Selective glycogen depletion in skeletal muscles fibres of man following sustained contractions, *J Physiol Lond* 241: 59-67, 1974
- 23) Grisdale, R. K., I. Jacobs, E. Cafarelli. Relative effects of glycogen depletion and previous exercise on muscle force and endurance capacity, *J Appl Physiol* 69(4): 1276-1282, 1990
- 24) Hollmann, W., Th. Hettinger. *Sportmedizin Arbeits- und Trainingsgrundlagen*, Auflage 3: 204-208, 1990
- 25) Jacobsen, P., L. Jorfeld, H. von Schenck. Fat metabolism in response to infusion of insulin and glucose in patients with advanced chronic obstructive pulmonary disease. *Clin-Physiol* 15(4): 319-29, 1995
- 26) Lind, A. R., J. S. Petrofsky. Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions, *Muscle and Nerve* 2: 257-264, 1979
- 27) Mathiassen, S. E. The influence of exercise / rest schedule on the physiological and psychophysical response to isometric shoulder-neck exercise, *Eur J Appl Physiol* 67: 528-539, 1993
- 28) Mc Laughlin, S. J., S. T. F. Chan, F. Ford, H. A. F. Dudley. Microcomputer system for the analysis of muscle funktion, *J Biomed Eng* 9: 59-63, 1987
- 29) Ohashi, J. Changes in relations between surface elektromyogram and fatigue level by repeating fatiguing static contractions, *Ann Pysiol Anthrop* 12(5): 285-292, 1993
- 30) Petrofsky, J. S., C. A. Phillips. Discharge characteristics of motor units and the surface EMG during fatiguing isometric contractions at submaximal tensions, *Aviat Space Environ Med*, 56: 581-586, 1985
- 31) Porter, R., J. Whelan. Human muscle fatigue: Physiological mechanisms, *Ciba Foundation Symp no. 82*, Pitman Medical. 1981 Pp. 301 > Keine Autorengabe: *The Lancet: Human muscle fatigue*, Oct. 3: 729-730, 1981
- 32) Psek, J. A., E. Cafarelli. Behavior of coactive muscles during fatigue, *J Appl Physiol* 74(1): 170-175, 1993



- 33) Rochester, D. F. The Diaphragm: Contractile Properties and Fatigue. *J Clin Invest* 75: 1397-1402, 1985
- 34) Schmidt, R. F., G. Thews. *Physiologie des Menschen*, Auflage 23, 1987
- 35) Sejersted, O. M., A. R. Hartgens, K. R. Kandel, P. Blom, O. Jensen, L. Hermansen. Intramuscular fluid pressure during isometric contractions of human skeletal muscle, *J Appl Physiol* 56: 287-295, 1984
- 36) Systrom, D. M., P. Pappagianopoulos, R. S. Fishman, J. C. Wain, L. C. Ginn. Determinants of abnormal maximum oxygen uptake after lung transplantation for chronic obstructive pulmonary disease, *J Heart Lung Transplant.* 17(12): 1220-1230, 1998
- 37) Thomas, C. K., R. S. Johansson, B. Bigland-Ritchie. Attempts to physiologically classify human thenar motor units, *J Neurophysiol* 65(6): 1501-1508, 1991
- 38) Vollestad, N. K., O. M. Sejersted, R. Bahr, J. J. Woods, B. Bigland-Ritchie. Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in humans, *J Appl Physiol* 64(4): 1421-1427, 1988
- 39) Vollestad, N. K. Measurement of human muscle fatigue, *J Neurosci Methods* 74: 219-227, 1997
- 40) Yan, S., A. P. Gauthier, T. Similowski, P. T. Macklem, F. Bellmare, Evaluation of human diaphragm contractility using mouth pressure twitches, *Am Rev Respir Dis* 145: 1064-1069, 1992
- 41) Younes, M., G. Kivinen. Respiratory mechanics and breathing pattern during and following maximal exercise, *J Appl Physiol* 57(6): 1773-1782, 1984
- 42) Zakyntinos, S., Ch. Roussos. Respiratory muscles: fatigue. In: Derenne, J.-Ph., W. A. Whitelaw, T. Similowski: Acute respiratory failure in chronic obstructive pulmonary disease, lung biology in health and disease Vol. 92. Marcel Decker Inc., 79-127, New York 1996
- 43) [keine Autoren aufgelistet]. Human muscle fatigue, *Lancet* (2): 729-730, 1981

## 9. Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1	PROBANDEN-INFORMATION UND VEREINBARUNG .....	6
ABBILDUNG 2	KRAFTAUFNEHMER .....	11
ABBILDUNG 3	EINSCHÄTZUNG SUBJEKTIVER PARAMETER DURCH DEN VERSUCHSTEILNEHMER.....	15
ABBILDUNG 4	CHECKLISTE ZUR EINWEISUNG DES PROBANDEN .....	16
ABBILDUNG 5	KRAFTANFORDERUNG WÄHREND DER TESTUNG .....	17
ABBILDUNG 6	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER RECHTEN HAND VON PALMAR.....	21
ABBILDUNG 7	ULTRASCHALLAUFNAHME DES KNOCHENS .....	21
ABBILDUNG 8	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER RECHTEN HAND VON DORSAL.....	23
ABBILDUNG 9	ULTRASCHALLAUFNAHME DES M. ADD. POLL. IM LÄNGSSCHNITT .....	23
ABBILDUNG 10	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER RECHTEN HAND VON DORSAL.....	24
ABBILDUNG 11	ULTRASCHALLAUFNAHME DES M. ADD. POLL. IM QUERSCHNITT.....	24
ABBILDUNG 12	KRAFTRESERVE (MCV) IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES VORVERSUCHES .....	26
ABBILDUNG 13	KRAFTRESERVEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 0 % .....	26
ABBILDUNG 14	KRAFTRESERVEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 20 % .....	27
ABBILDUNG 15	KRAFTRESERVEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 40 % .....	27
ABBILDUNG 16	KRAFTRESERVEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 50 % .....	28
ABBILDUNG 17	KRAFTRESERVEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 60 % .....	28
ABBILDUNG 18	KRAFTRESERVEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 70 % .....	29
ABBILDUNG 19	MAXIMALKRAFT IM ZEITLICHEN VERLAUF .....	29
ABBILDUNG 20	ARBEITSKAPAZITÄT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER HÖHE DER INTERMITTIEREND GEFORDERTEN SUBMAXIMALEN KRAFT .....	30
ABBILDUNG 21	RELATIVE KRAFT, BEZOGEN AUF DIE MAXIMALKRAFT IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES VORVERSUCHES (TF = 60 %) .....	37
ABBILDUNG 22	KRAFTSPITZEN ALLER PROBANDEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES VORVERSUCHES MIT TF 60 % .....	38
ABBILDUNG 23	RELATIVE KRAFT, BEZOGEN AUF DIE MAXIMALKRAFT IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHS MIT TF 0 % .....	41
ABBILDUNG 24	KRAFTSPITZEN ALLER PROBANDEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 0 % .....	42
ABBILDUNG 25	RELATIVE KRAFT, BEZOGEN AUF DIE MAXIMALKRAFT IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHS MIT TF 20 % .....	44

ABBILDUNG 26	KRAFTSPITZEN ALLER PROBANDEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 20 % .....	44
ABBILDUNG 27	RELATIVE KRAFT, BEZOGEN AUF DIE MAXIMALKRAFT IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHS MIT TF 40 % .....	46
ABBILDUNG 28	KRAFTSPITZEN ALLER PROBANDEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 40 % .....	46
ABBILDUNG 29	RELATIVE KRAFT, BEZOGEN AUF DIE MAXIMALKRAFT IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHS MIT TF 50 % .....	48
ABBILDUNG 30	KRAFTSPITZEN ALLER PROBANDEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 50 % .....	48
ABBILDUNG 31	RELATIVE KRAFT, BEZOGEN AUF DIE MAXIMALKRAFT IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHS MIT TF 60 % .....	50
ABBILDUNG 32	KRAFTSPITZEN ALLER PROBANDEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 60 % .....	50
ABBILDUNG 33	RELATIVE KRAFT, BEZOGEN AUF DIE MAXIMALKRAFT IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHS MIT TF 70 % .....	52
ABBILDUNG 34	KRAFTSPITZEN ALLER PROBANDEN IM VERLAUF DER 10-MIN-MESSUNG DES HAUPTVERSUCHES MIT TF 70 % .....	52
ABBILDUNG 35	GEFORDERTE KRAFT UND ERBRACHT KRAFT IN ABHÄNGIGKEIT VON DER TARGET FORCE .....	55
ABBILDUNG 36 A-D	ARBEITSKAPAZITÄT IN RELATION ZUR MAXIMALKRAFT DER EINZELNEN PROBANDEN .....	56
ABBILDUNG 37	MAXIMALKRAFT (MK) UND ABFALL DER KRAFTRESERVEN IM VERLAUF DER MESSUNG .....	57

## 10. Tabellenverzeichnis

TABELLE 1	ANTHROPOMETRISCHE DATEN, ANATOMISCHE HANDMAßE UND KRAFT .....	7
TABELLE 2	REIHENFOLGE DER MESSUNG .....	19
TABELLE 3	MITTELWERT DER PROBANDEN ÜBER DEN VORVERSUCHEN UND SECHS HAUPTVERSUCHEN .....	32
TABELLE 4	MITTELWERT DER MESSERGEBNISSE AN SIEBEN VERSUCHSTAGEN .....	33
TABELLE 5	ERGEBNISSE DER KRAFTMESSUNG UND DER SUBJEKTIVEN SELBSTEINSCHÄTZUNG, GEORDNET NACH VERSUCHSTYPEN .....	34
TABELLE 6	KORRELATION ZWISCHEN MAXIMALKRAFT BZW. AUSDAUERLEISTUNG UND DEN MUSKELMAßEN .....	68
TABELLE 7	KORRELATION PSYCHOLOGISCHER MESSPARAMETER MIT OBJEKTIVEN MESSGRÖßEN .....	69

## Danksagung

Mein Dank gilt Herrn PD Dr. med. Olschewski für die Überlassung des Themas und die Hilfestellung bei der Koordination der zahlreichen Entwicklungsschritte der Messapparatur, sowie für seine wertvolle Betreuung der wissenschaftlichen Auswertung.

Weiterhin gilt mein Dank dem physiologischen Labor für die tatkräftige Unterstützung bei der Anfertigung des mechanischen Kraftaufnehmers.

Herrn Dipl. biol. Momberger möchte ich für die Entwicklung der Steuerungs- und Auswertungssoftware danken.

Danken möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Criée für die Unterstützung bei der Interpretation der pneumologischen Literatur zum Thema „Atempumpe“.

Herzlich möchte ich mich für die engagierte Mitarbeit der Probanden bedanken. Darüber hinaus gilt mein Dank den Mitarbeitern der Medizinischen Klinik 2, Haus B, Seltersberg und hier vor allem Herrn Prof. Dr. med. Velcovsky für die Überlassung seines Untersuchungsraumes.

Ich danke meiner Familie, insbesondere meinem Bruder für die Unterstützung in der EDV. Ganz besonders bedanke ich mich bei meiner Frau Verena für die umfassende Unterstützung und vor allem für ihre Geduld.

## LEBENS LAUF

18.05.1968	geboren in Gießen, Hessen
1974-1978	Grundschule
1978-1987	Herderschule Gießen Abschluss: allgemeine Hochschulreife
1987-1988	Sanitätssoldat, Marburg Tannbergkaserne
1988-1989	Studium der Humanmedizin an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel
1989-1996	Studium der Humanmedizin an der Justus Liebig Universität Gießen
1998	Approbation als Arzt
01/97-07/98	Arzt im Praktikum, Innere Medizin, Diakonissen Krankenhaus Frankfurt a. M.
07/98-04/99	Assistenzarzt, Innere Medizin, Diakonissen Krankenhaus Frankfurt a. M.
04/99-12/99	Assistenzarzt, Allgemeinchirurgie, Uni Klinik Mainz
01/00-06/00	freiberufliche notärztliche Tätigkeit
06/00-12/00	Assistenzarzt, Klinik für Naturheilverfahren und Psychosomatik, Panorama Klinik Scheidegg
01/01-12/01	Assistenzarzt, Allgemeinarztpraxis Dr. Klein und Leimenstoll, Mariabrunn-Eriskirch
02/02	Anerkennung als Facharzt für Allgemeinmedizin, Bezirksärztekammer Südwürttemberg
05/02	Niederlassung als Facharzt für Allgemeinmedizin in Wetzlar-Garbenheim

