

Aus dem
Friedrich-Baur-Institut

Leitender Arzt: Prof. Dr. med. Dieter Pongratz

an der Neurologischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h. c. Thomas Brandt

**m3 DIAGNOS +
NORMWERTSTUDIE**

Isometrische Maximalkraft als maximale Drehmomente im Bereich
der Armbeuge- und Kniestreckmuskulatur

Eine Pilotstudie an 301 gesunden Männern und Frauen im Alter
von 20 bis 70 Jahren

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

vorgelegt von
Philipp Ulrich Bula

aus
Düsseldorf

Jahr
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. M. C. Walter

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. h. c. R. Putz
Prof. Dr. med. G. Stucki
Prof. Dr. med. E. Euler

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Dr. rer. nat. M. Hartard

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 15.03.2007

*Meiner lieben Frau Julia
in Dankbarkeit gewidmet*

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
1.1	Muskelkraftmessungen	7
1.1.1	Computergestützte Muskelkraftmessung.....	9
1.2	Kraft als physikalischer Begriff.....	10
1.3	Drehmoment	11
1.4	Allgemeine Muskellehre.....	12
1.4.1	Muskelbau und molekulare Grundlagen der Muskelkontraktion	12
1.4.2	Neurophysiologische Grundlagen der Muskelkontraktion.....	13
1.4.3	Fasertypen der Skelettmuskulatur	14
1.4.4	Das Spannungs- und Längenänderungskontrollsystem der Muskulatur	15
1.4.5	Muskel- und Sehnenkraft.....	16
1.4.6	Arbeitsformen der Muskulatur.....	17
1.4.7	Geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich Muskelkraft und Veränderungen der Skelettmuskulatur im Alter	18
1.4.7.1	Unterschiede in der muskulären Leistungsfähigkeit von Mann und Frau	18
1.4.7.2	Veränderungen der Skelettmuskulatur mit zunehmendem Alter.....	18
2	Studienziel und Fragestellung	20
3	Material und Methoden	21
3.1	Probandenkollektiv.....	21
3.1.1	Probandenzahlen.....	21
3.1.2	Probandenrekrutierung	21
3.1.3	Auswahl der Probanden.....	22
3.1.3.1	Ausschlusskriterien.....	22
3.1.4	Aufnahme in die Studie.....	23
3.2	Durchgeführte Untersuchungen	23
3.2.1	Mess-Standorte.....	23
3.2.2	Maximalkraftmessungen	23
3.2.3	Dokumentation.....	24
3.2.4	Verwendete Geräte	24
3.2.4.1	m3 DIAGNOS+ System.....	24

3.2.4.2	JAMAR Hydraulic Handdynamometer	25
3.2.5	Versuchsbeschreibungen	26
3.2.5.1	Isometrische Drehmomentmessungen zur Erfassung der muskulären Maximalkraft der Armbeuger und Kniestrecker mit dem m3 DIAGNOS+ System.....	26
3.2.5.2	Isometrische Maximalkraftmessung der Handgriffstärke mit dem JAMAR Hydraulic Handdynamometer	27
3.2.6	Statistische Auswertung.....	27
4	Ergebnisse	28
4.1	Probandenkollektiv – Auswertung der anthropometrischen Daten	28
4.1.1	Alters- und Geschlechtsverteilung	28
4.1.2	Körpergröße	29
4.1.3	Körpergewicht	30
4.1.4	Body Mass Index (BMI).....	31
4.2	Muskelkraftmessungen	32
4.2.1	Isometrische Maximalkraftmessungen der Armbeugemuskulatur mit dem m3 Diagnos+ System	32
4.2.1.1	Messreihe Armbeugen beidseits.....	32
4.2.1.2	Messreihe Armbeugen einseitig – rechts.....	33
4.2.1.3	Messreihe Armbeugen einseitig – links	35
4.2.2	Isometrische Maximalkraftmessungen der Kniestreckmuskulatur mit dem m3 Diagnos+ System	37
4.2.2.1	Messreihe Knieextension beidseits.....	37
4.2.2.2	Messreihe Knieextension einseitig – rechts.....	38
4.2.2.3	Messreihe Knieextension einseitig – links	40
4.2.3	Isometrische Maximalkraftmessungen der Handgriffstärke mit dem JAMAR Hydraulic Handdynamometer.....	42
4.2.3.1	Messreihe Handgriffstärke der rechten Hand	42
4.2.3.2	Messreihe Handgriffstärke der linken Hand.....	43
5	Diskussion	45
6	Zusammenfassung	54
7	Literaturverzeichnis	57
8	Anhang	68

8.1	Abkürzungsverzeichnis	68
8.2	Abbildungsverzeichnis	70
8.3	Tabellenverzeichnis	72
8.4	Studienprotokoll	73
9	Danksagung	77
10	Lebenslauf	78
11	Eidesstattliche Erklärung	80

1 Einleitung

1.1 Muskelkraftmessungen

Für eine gezielte Trainingssteuerung, sowohl im Sport, als auch im Bereich von Muskelkraftmessungen im Rahmen klinischer Diagnostik und Rehabilitation, ist es notwendig, das Ausgangsniveau einer bestimmten motorischen Fähigkeit (Ist-Wert) mit einem Mess-, bzw. Diagnoseverfahren zu bestimmen. Das Trainings- oder eben Behandlungsziel (Soll-Wert) sollte anfangs vorgegeben oder durch vorhandene Referenzwerte festgelegt werden. Gerade das Krafttraining spielt im Bereich des Leistungssports, der Rehabilitation und des präventiven Gesundheitssports aber auch bei der Therapie chronisch kranker Patienten eine zunehmend größere Rolle [11,19,20,62,82,114,136].

Diese Entwicklung zeigt sich auch in einer enormen Zunahme wissenschaftlicher Arbeiten auf diesem Sektor in den letzten zwanzig Jahren [93]. Umso erstaunlicher ist die Tatsache, dass im deutschsprachigen Raum nur wenige Untersuchungen zu finden sind, die der Erstellung von Referenzwerten für unterschiedliche Muskelgruppen Rechnung tragen.

Manuelle Muskelkraftmessungen können im klinischen Alltag aufgrund ihrer schnellen Durchführbarkeit hilfreich und nützlich sein, um sich einen raschen orientierenden Überblick zu verschaffen. Für wissenschaftliche klinische Studien wird jedoch eine quantitative Evaluierung von Muskelkraft zunehmend wichtiger, denn quantitative Messungen ergeben Intervalldaten, die valide und reproduzierbar sind und auch geringe Änderungen der Muskelkraft erfassen können [1].

Bisher hat sich aber sowohl national als auch international keine einheitliche Methode zur quantitativen Erfassung von Muskelkraft etablieren können. In den verschiedenen neuromuskulären Zentren, sportmedizinischen und rehabilitativen Einrichtungen kommen derzeit unterschiedlichste Verfahren und Systeme zur Anwendung, die bezüglich Methodik, erzielter Messgenauigkeit, sowie des apparativen, finanziellen und räumlichen Aufwandes nicht miteinander zu vergleichen sind [118].

Eine einfache Methode zur exakten Muskelkraftmessung, die hinsichtlich der genannten Kriterien einheitlich einsetzbar wäre, stellt die Erfassung der muskulären Maximalkraft über das isometrische Drehmoment dar.

Die isometrische Kontraktionsform bietet in diesem Zusammenhang gegenüber den dynamischen Kontraktionsformen einen Vorteil: Durch die Ausschaltung der dynamischen Komponente wird eine isolierte Messsituation geschaffen, in der die Variablen Messposition, Schnelligkeit der Gelenkbewegung, Gelenkwinkel und Muskellänge konstant bleiben. Isometrische Messungen erreichen hierdurch einen hohen Grad an Standardisierung und Reliabilität [1,22,35,36,80,122,126,127].

Quantitative Muskelkraftmessungen können sowohl im klinischen Alltag in der Erfassung des Ausmaßes und der Verteilung von Muskelschwäche, als auch zur Beurteilung des Erkrankungsverlaufes und zur Evaluierung des Therapie- bzw. Trainingserfolges Anwendung finden [26,55,130].

Hierbei sind allerdings absolute Muskelkraftwerte nur von eingeschränkter Aussagekraft, solange keine Referenzwerte eines entsprechenden Normkollektivs zum Vergleich vorliegen.

Die Absolutkraft wird hierbei natürlich von verschiedenen Faktoren wie Geschlecht, Alter, Körpergröße und Körpergewicht beeinflusst. Daher sind Absolutkraftwerte einzelner Patienten für sich alleine auch nur bedingt interpretierbar [65,75,76].

Vorhersagbare Kraftwerte einzelner Patienten, basierend auf eben diesen Faktoren, würden die Auswertung und Beurteilung von Absolutkraftwerten vereinfachen. Durch den Vergleich von Patientenkraftwerten mit ermittelten Referenzwerten können prozentuale Abweichungen vom Sollwert erfasst werden, die wiederum eine Beurteilung der Ausprägung einer Kräfteinschränkung ermöglichen. Zusätzlich kann durch Wiederholungsmessungen eine Aussage über prozentuale Kraftänderungen pro Zeiteinheit getroffen werden und somit eine Beurteilung des Krankheitsverlaufes bzw. des Therapieerfolges stattfinden.

Derzeit sind allerdings nur einige wenige Normkollektive, erstellt mit unterschiedlichen Meßmethoden, verfügbar.

Da die isometrische Maximalkraftmessung über die Erfassung des isometrischen Drehmomentes eine Methode darstellt, die einheitlich einsetzbar wäre, soll diese Pilotstudie einen ersten Schritt hin zur Erstellung von Referenzwerten für einzelne Muskelgruppen unter Differenzierung der Einflussfaktoren Geschlecht, Alter, Körpergröße und Körpergewicht darstellen.

In diesem Teil der Studie sollen in besonderem Maße die altersbedingten Veränderungen hinsichtlich der muskulären Maximalkraft untersucht werden.

Detaillierte Untersuchungen der geschlechtsspezifischen Unterschiede, sowie des Einflusses der verschiedenen erfassten anthropometrischen Faktoren (Körpergröße, Körpergewicht, BMI) und die Korrelation der unterschiedlichen angewandten Messmethoden sind Gegenstand weiterer Arbeiten im Rahmen dieser Studie und werden dort gesondert behandelt.

1.1.1 Computergestützte Muskelkraftmessung

In Deutschland wurden, parallel zur Entwicklung des Systems der ambulanten Rehabilitation, zunehmend auch Sporttrainingsmethoden und entsprechende computergestützte Trainings- und Diagnosegeräte im Bereich der stationären Rehabilitation und der klinischen Diagnostik eingeführt.

Hierdurch wurde die EDV-gestützte Leistungsmessung im Sinne von Bewegungsanalysen, Bewegungsvergleichen von Teilsystemen des Stütz- und Bewegungsapparates, vorrangig des Armsystems, des Beinsystems, des Wirbelsäulensystems sowie des Kraft- und Trainingszustandes von Muskelgruppen, weiterentwickelt und dokumentierbar gemacht.

Wert gelegt wurde auf die Erfassung von Parametern für das Bewegungsausmaß, die Kraftentfaltung, Schnelligkeit und Reaktionsgeschwindigkeit.

Mit diesen neuen Meßsystemen ließen sich gute Seitenvergleichsanalysen durchführen. Ebenso wurde eine Dokumentation des prozentualen Leistungszuwachses ermöglicht und damit letztendlich auch die Dokumentation des Verlaufes während der Therapie bzw. des Trainings.

Gerade in den letzten Jahren wurden zunehmend computergestützte Mess- und Diagnosegeräte (z.B. LIDO®, CYBEX®, GALILEO®, m3 DIAGNOS+®) in die ambulante und stationäre Rehabilitation wie auch in die Bereiche klinischer Diagnostik und des Leistungssports eingeführt. Sie lassen sich nahezu alle auf Entwicklungen aus den USA zurückführen. Andere Entwicklungen, z. B. aus den Niederlanden (u. a. PHYSIOPLAN®) finden ebenfalls in einigen ambulanten Zentren bereits Anwendung und übernehmen Teile von Diagnostik und Therapieplanung.

Diese zunehmend EDV-gestützten Geräte erlauben zum einen eine Bewertung durch den Therapeuten und geben ein Biofeedback für den Patienten/Probanden. Häufig werden hier auch eigene Standards hinterlegt. Dadurch wird aber auch ein Vergleich dieser unterschiedlichen Systeme untereinander problematischer, da sie bisher von den Entwicklern und speziellen Anwendern abhängig sind. Vergleichbare Daten aus verschiedenen Systemen zu erheben ist nur dann möglich, wenn sie sich auf identische Normmessdaten aus der Arbeits-, Sport- und Leistungsphysiologie beziehen

und die Dokumentation vereinheitlicht wird. Durch die unterschiedliche Kombination und Summierung einzelner Datensätze wird ein Vergleich derzeit zusätzlich erschwert.

1.2 Kraft als physikalischer Begriff

Unter physikalischen Gesichtspunkten lässt sich der Begriff Kraft (engl. force) über die Newtonschen Gesetze klar definieren. Im Allgemeinen wird jede Bewegung als Ortsveränderung eines Körpers im Raum pro Zeit beschrieben. Hierbei ist stets eine Kraft (F) notwendig, um einen Körper in Bewegung zu versetzen, ihn zu beschleunigen oder abzubremesen. Die Kraft stellt somit ein Maß für die Einwirkung eines Körpers auf einen anderen dar. Nach dem Ersten Newtonschen Gesetz bleibt ein Körper solange in Ruhe, bis eine Kraft von außen auf ihn einwirkt.

Das Zweite Newtonsche Gesetz beschreibt den proportionalen Zusammenhang zwischen der einwirkenden Kraft und der Zustandsänderung des Körpers. Hiernach kann die Kraft über die Masse (m) und die zugehörige Beschleunigung (a) definiert werden: Kraft (F) = Masse (m) × Beschleunigung (a)

Wird durch die von außen einwirkende Kraft eine Veränderung in der Form des Körpers hervorgerufen, spricht man von einer verformenden Wirkung der Kraft. Diesen Vorgang beschreibt das Dritte Newtonsche Gesetz. Es besagt, dass jede Aktion eine gleiche, entgegengesetzt gerichtete Reaktion auslöst. Das bedeutet, die von zwei Körpern aufeinander ausgeübten Wirkungen (Kräfte und Momente) sind stets gleich groß und von entgegen gesetzter Richtung.

In der Physik wird die Kraft als ein Vektor dargestellt und kann somit über den Betrag, die Richtung und den Angriffspunkt vollständig bestimmt werden. Die Einheit der Kraft ist das Newton (N). Ein Newton ist die Kraft, die einen Körper mit einer Masse von einem Kilogramm in einer Sekunde auf eine Geschwindigkeit von 1 m/sec beschleunigt [39].

Betrachtet man den Begriff Kraft von physiologischer Seite (engl. strength), müssen unterschiedliche Aspekte, wie die Art der Muskelarbeit, die Spannungsentwicklung und die Hapterscheinungsform der auftretenden Kraft berücksichtigt werden [52,77].

Zusammenfassend lässt sich der physiologische Begriff von Kraft definieren als die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, durch Muskelkontraktion Widerstände zu überwinden, bzw. ihnen entgegenzuwirken [106].

Die meisten Beschreibungen hinsichtlich der muskulären Maximalkraft beziehen sich auf die maximale willkürliche Muskelkontraktion (engl. maximal voluntary contraction = MVC).

Analysiert man die Literatur auf diesem Gebiet, so wird deutlich, dass die Maximalkraft, je nach Autor, auf verschiedenen individuellen Komponenten beruht, die in unterschiedlichem Ausmaß die Ausprägung der Maximalkraft beeinflussen. Hierzu zählen beispielsweise der Muskelfaserquerschnitt, die Muskelfaserzahl, -struktur und -länge, der Zugwinkel, die Motivation und Koordination [52]. Geschlecht, Alter, Tagesperiodik, muskuläre Energiebereitstellung und ein gewisses sporttechnisches Können sind weitere Faktoren, die die Maximalkraft beeinflussen [7,29,34,58,113].

1.3 Drehmoment

Greift an einem starren Körper eine Kraft (F) an, so wird dieser in Bewegung versetzt oder in seiner Geschwindigkeit verändert. Wird dieser Körper hingegen in einem Punkt fixiert, so ist keine Translationsbewegung mehr möglich. Die Bewegungsmöglichkeiten dieses Körpers reduzieren sich dann auf Rotationsbewegungen um diesen Fixpunkt. Die Größe, die diese Drehbewegung beeinflusst, nennt man das Drehmoment.

Eine einzelne Kraft (F_1) kann keine Drehbewegung hervorrufen. Zu einer Beeinflussung der Drehbewegung kommt es erst, wenn zu der angreifenden Kraft F_1 eine weitere Kraft (F_0) hinzukommt. Diese zweite Kraft wird hier durch die drehbare Befestigung des Körpers aufgebracht. Damit die Befestigung Translationsbewegungen verhindert, also ausschließlich Drehbewegungen zulässt, muss die von der Befestigung aufgebrachte Kraft genau entgegengesetzt und gleichgroß der angreifenden Kraft F_1 sein: $F_0 = - F_1$.

Neben der Größe der beiden Kräfte F_1 und F_0 kommt es auch auf den Abstand der beiden Punkte an, an denen die Kräfte angreifen. Der Abstand (r) ist ein Vektor, der vom Angriffspunkt der Kraft F_0 zum Angriffspunkt der Kraft F_1 weist. Zum Drehmoment trägt hierbei aber nur die Komponente r' von r bei, die senkrecht auf der Richtung der Kraft steht. r' ist der Abstand, in dem die beiden Kräfte wirken. Der Betrag des Drehmomentes ist dann das Produkt von F_1 mit r' , und die Richtung des Drehmomentes liegt senkrecht zu der Ebene, die durch die Kraft F_1 und den Abstandsvektor r aufgespannt wird. Dieser Zusammenhang, zwischen den auf den Körper wirkenden Kräften, dem Abstandsvektor der beiden Angriffspunkte und dem Drehmoment (in Betrag und Richtung) wird in kompakter Form durch das Vektorprodukt ausgedrückt.

In dieser Darstellung erhält man für das Drehmoment M die Definition: $M = r \times F_1$

Die physikalische Dimension des Drehmomentes ist damit das Produkt aus Kraft und Weg.

Im SI-System hat es die Maßeinheit Newtonmeter (Nm) ($\text{Nm} = \text{kg} \cdot \text{m}^2/\text{s}^2$) [39].

1.4 Allgemeine Muskellehre

1.4.1 Muskelbau und molekulare Grundlagen der Muskelkontraktion

Unter anatomischen Gesichtspunkten wird die Muskulatur in quergestreifte Skelettmuskulatur und glatte Muskulatur der inneren Organe unterteilt. Die quergestreifte Muskulatur ist im menschlichen Organismus das mit höchstem Anteil vertretene Gewebe und repräsentiert mit den über 300 Skelettmuskeln etwa 35-45% seiner Körpermasse. Die Bezeichnung „quergestreifte Muskulatur“ basiert auf der lichtmikroskopisch erkennbaren Querbänderung der betreffenden Muskelzellen. Skelettmuskulatur ist die Muskulatur des Bewegungsapparates und dient damit natürlich auch vorrangig der Körperbewegung. Durch Fixierung des Skeletts bei aktiven Bewegungen und Wirkung gegen die Schwerkraft erfüllen Skelettmuskeln darüber hinaus wichtige Haltefunktionen.

Sie bestehen aus quergestreiften Muskelzellen, die auch als Muskelfasern bezeichnet werden. Muskelfasern sind das kleinste Bauelement der Skelettmuskulatur und setzen sich aus den Myofibrillen, den kontraktilen Proteinen, zusammen. Mit ihrer Hilfe ist es möglich, chemische Energie durch Spaltung von Adenosintriphosphat (ATP) in mechanische Energie umzuwandeln. Die dabei entwickelte mechanische Energie entspricht einem Wirkungsgrad von 20 bis 30% [30,106].

Myofibrillen haben einen Durchmesser von 1 bis 2 μm und sind somit lichtmikroskopisch gerade eben noch sichtbar[106]. Sie lassen sich wiederum in ein dickes Myosinfilament (Motorprotein) und ein dünnes Aktinfilament unterteilen. Diese sind mittels muskelspezifischer Intermediärfilamente (Desmin) regelmäßig angeordnet und bedingen so die charakteristische Querstreifung.

Durch das Zusammenwirken dieser beiden Filamente kommt es zur Muskelkontraktion. Damit stellen Aktin und Myosin die Struktur- und Funktionsträger der quergestreiften Muskulatur dar. Aktinfilamente sind etwa 1 μm lang und 5 bis 6 nm dick. Sie bestehen aus Aktin, Tropomyosin und Troponin. Aktin ist ein globuläres Protein. An das Troponin binden während der Kontraktion die Kalziumionen. Die Myosinfilamente sind mit einer Länge von 1,5 μm und einer Dicke von 10 bis 15 nm größer als die Aktinfilamente und übernehmen den aktiven Part bei der Muskelkontraktion. Sie bestehen aus Myosin, einem Faserprotein von ca. 150 nm Länge. Die Myosinmoleküle haben einen dünnen,

stäbchenförmigen Schaft und einen kugelförmigen Kopf mit beweglichem Hals. Bei der Kontraktion bindet das Myosinköpfchen kurzfristig an das Aktin.

Erfolgt nun die elektrische Stimulation der Muskelzelle wird die sog. elektromechanische Koppelung ausgelöst. Kalziumionen werden aus den intrazellulären Speichern freigesetzt und binden an das Regularprotein, das Troponin. Durch die sich anschließende Verlagerung des Tropomyosinmoleküls werden Bindungsstellen am Aktinfilament für das Myosinfilament frei. Beide Filamente können nun unter Verbrauch von Adenosintriphosphat (ATP) ineinander gleiten und so den Muskel insgesamt verkürzen [8,28,30,79,106].

1.4.2 Neurophysiologische Grundlagen der Muskelkontraktion

Jede motorische Nervenzelle (Motoneuron) im Vorderhorn des Rückenmarks oder in den motorischen Kerngebieten des Hirnstammes innerviert gleichzeitig zahlreiche Muskelfasern. Nervenzelle und innervierte Muskelfasern bilden zusammen eine motorische Einheit [128,137].

Die Muskelfasern einer solchen Einheit gehören stets demselben Fasertyp an. Die Größen dieser Einheiten sind dem jeweiligen Bedarf angepasst. In Muskeln mit fein abgestimmter Bewegungsmöglichkeit (z. B. Muskeln der Finger) umfasst eine motorische Einheit beim Menschen ca. 100 bis 300 Muskelfasern. Muskeln mit größeren Funktionen umfassen Einheiten von bis zu 2000 Fasern. Die einzelnen Fasern einer Einheit sind nicht in Gruppen angeordnet, sondern gleichmäßig über einer größeren Querschnittsfläche des Muskels verteilt. Dadurch ist gewährleistet, dass selbst bei Aktivierung von wenigen motorischen Einheiten Kontraktionen über größere Abschnitte des Muskels verteilt werden [30,106].

Muskeln werden in der Regel durch die Aktionspotentiale der innervierenden Motoneurone erregt, die über neuromuskuläre Übertragung an den Endplatten Muskelaktionspotentiale auslösen (indirekte Muskelreizung). Für die einzelne Muskelfaser gilt hierbei die „Alles-oder-Nichts-Regel“. Unterschwellige Reize lösen kein Aktionspotential aus. Sobald aber eine bestimmte Reizschwelle überschritten wird, entsteht ein Aktionspotential, das eine maximal starke Einzelzuckung auslöst, die auch durch Reizverstärkung nicht weiter gesteigert werden kann [30,106].

Die Übermittlung des Kontraktionssignales von der erregten Zellmembran zu den in der Tiefe der Zelle liegenden Myofibrillen (elektromechanische Koppelung) erfolgt in mehreren Prozessen, wobei das Kalzium eine entscheidende Rolle bei der Ausbildung der Querbrückenverbindungen zwischen Aktin- und Myosinfilamenten spielt (siehe 1.4.1). Die intrazelluläre Kalziumionenkonzentration wird durch das sarkoplasmatische

Retikulum eingestellt, welches im erschlafften Muskel das Kalzium speichert und es bei Aktivierung des Muskels freisetzt [30,106,108,121,128,137].

Die Kraftentwicklung eines Muskels wird über die Frequenz der Aktionspotentiale in den zuständigen Motoneuronen gesteuert. Mit Hilfe dieser Frequenzmodulation ist eine Steuerung durch das Nervensystem möglich. Die Zunahme der Kraft erfolgt über einen Anstieg in der Erregungsfrequenz, indem sich die Kräfte der Einzelkontraktionen summieren [108,137].

1.4.3 Fasertypen der Skelettmuskulatur

Skelettmuskeln sind kein homogenes Gewebe, sondern gemischt aufgebaut und enthalten verschiedene Fasertypen [5,100,123,129]. Die Fasern der Skelettmuskulatur können in Fasern der Arbeitsmuskulatur (extrafusale Fasern) und Fasern der Muskelspindeln (intrafusale Fasern) unterteilt werden. Auf die Funktion der Muskelspindeln wird im folgenden Kapitel näher eingegangen.

Beim Menschen unterscheidet man drei Haupttypen von Muskelfasern: Die langsamen Typ I- (slow twitch-/ST-Fasern) und die schnellen Typ IIA- und IID-Fasern (fast twitch-/FT-Fasern) [86,88,89]. Die IID-Fasern werden auch als IIX-Fasern bezeichnet. Sie entsprechen den in der älteren Literatur als Typ IIB bezeichneten Fasern, die aber nach neueren Untersuchungen nur in Skelettmuskeln kleiner Säuger, nicht aber des Menschen vorkommen [100,109,132,133].

Ursprünglich gründete sich die Unterscheidung von Muskelfasertypen auf den histochemischen Nachweis der myofibrillären Adenosintriphosphatase (mATPase). Immunhistochemische Methoden, biochemische Analysen von Einzelfasern und Messungen ihrer kontraktiven Eigenschaften haben jedoch ergeben, dass sich diese drei Fasertypen sowohl molekular in der Zusammensetzung ihres Myofibrillenapparates, metabolisch in ihrer enzymatischen Ausstattung als auch funktionell in ihren Kontraktionsgeschwindigkeiten unterscheiden [87]. Jeder Fasertyp enthält eine besondere, von einem eigenen Gen kodierte Isoform der schweren Kette des Myosinmoleküls: Typ I die MHC I, Typ IIA die MHCIIa und Typ IID die MHCII d (MHC = myosin heavy chain) [16,90].

Einzelfaseranalysen haben Typ I als langsam kontrahierend, Typ IIA als schneller und Typ IID als die am schnellsten kontrahierenden Fasern der menschlichen Skelettmuskulatur charakterisieren können [49,69,70]. Damit wird verständlich, dass die Eigenschaften eines Muskels aus seiner Fasertypzusammensetzung resultieren. Das gilt insbesondere auch für seine metabolischen Eigenschaften, denn die verschiedenen

Fasertypen unterscheiden sich metabolisch erheblich, insbesondere in den Enzymgehalten anaerober und aerober Stoffwechselwege [14,32,42,44,85,88,94,99].

Diesbezüglich unterteilt man die schnell kontrahierenden Fasern in FG- (fast-twitch-glycolytic) und FOG- (fast-twitch-oxidative-glycolytic) Fasern, wobei aufgrund der Streuung der Enzymaktivitäten keine strenge Abgrenzung zwischen den Fasertypen möglich ist [87].

Morphologisch spiegeln sie sich in unterschiedlichen Mitochondriengehalten und unterschiedlicher Dichte ihrer Kapillarnetze wider. Demnach sind Typ I- und Typ IIA-Fasern stärker aerob-oxidativ ausgerichtet, während Typ IID-Fasern mit geringerer Kapazität der aerob-oxidativen Stoffwechselwege eher auf einen glykogenolytisch/glykolytischen Energiestoffwechsel angewiesen sind. Typ IID-Fasern sind darum rasch ermüdbar, während Typ I- und IIA-Fasern metabolisch für ausdauernde Aktivität programmiert sind.

Die verschiedenen Fasertypen werden unterschiedlich innerviert und ihren Eigenschaften entsprechend auch unterschiedlich rekrutiert. Bei normalen Bewegungen sind die langsamen, bevorzugt aerob metabolisierenden Typ I-Fasern aktiv, während schnelle Fasern, insbesondere vom Typ IID, nur bei schnellen und kraftvollen Bewegungen zugeschaltet werden. Damit wird verständlich, dass am ganzen Muskel gemessene Stoffwechseleigenschaften qualitativ und quantitativ von der jeweiligen Art der Beanspruchung abhängen und die metabolischen Aktivitäten der aktiven Fasertypen widerspiegeln.

Neben den „reinen“ Fasertypen, die nur eine Myosinisoform enthalten, finden sich im Muskel auch Mischtypen mit zwei oder drei Myosinisoformen. Bei diesen Hybridfasern handelt es sich um Übergangsfasern, die unter dem Einfluss exogener Faktoren ihren Phänotyp ändern können. Nicht nur die Expressionsmuster der myofibrillären Proteine, sondern auch die metabolischen Eigenschaften der Fasern sind somit wandelbar. Bei längerdauernden Änderungen der funktionellen Belastung passen sich sowohl die Expressionsmuster der myofibrillären Proteine, als auch die metabolischen Eigenschaften der Muskelfasern dadurch dem veränderten Leistungsprofil an.

1.4.4 Das Spannungs- und Längenänderungskontrollsystem der Muskulatur

Muskeln sind nicht nur Effektoren des Nervensystems. Zur Körperwahrnehmung und zur raschen Reaktion auf muskuläre Veränderungen stehen dem Organismus ebenso zahlreiche muskuläre Propriozeptoren zur Verfügung.

Der größte Teil dieser Informationen wird supraspinal verarbeitet. Wir wissen beispielsweise auch ohne visuelle Kontrolle genau, in welcher Gelenkstellung sich

unsere Extremitäten befinden. Einige dieser Propriozeptoren sind direkt mit dem Rückenmark verschaltet, was zu einem entscheidenden Zeitvorteil hinsichtlich der Reaktion auf sich ändernde Parameter führt. Im Muskel finden sich v. a. zwei wesentliche Längen- und Spannungskontrollsysteme: Die Muskelspindel und das Golgi-Sehnenorgan [18,43,74,110,111,116,131].

Die Muskelspindel misst die Länge des Muskels und kontrolliert über den Muskeldehnungsreflex die Längenkonstanz des Muskels. Sie besteht aus Muskelfasern, die jedoch nur an ihren Endstücken kontraktile sind (intrafusale Muskulatur). Das nicht kontraktile Mittelstück stellt einen dehnungsempfindlichen Rezeptor dar. Die sich hier befindenden elastischen Fasern werden unterteilt in die Nuclear-Bag-Fasern (NB-Fasern) und die Nuclear-Chain-Fasern (NC-Fasern). Die NC-Fasergruppe leitet die Information über die absolute Länge des Muskels zum ZNS, während die NB-Fasergruppe Auskunft über die Dehnungsgeschwindigkeit liefert [74,110,111].

Im Gegensatz zur Muskelspindel besteht das Golgi-Sehnenorgan ausschließlich aus einer elastischen Einheit. Es befindet sich in der entsprechenden Sehne des Muskels und ist somit seriell mit der Muskulatur verschaltet. Hier wird lediglich ein Spannungsanstieg registriert und über Ib-Afferenzen zum ZNS geleitet. Im Falle eines deutlichen Spannungsanstieges kommt es zu einer Hemmung des agonistischen α -Motoneurons bei gleichzeitiger Aktivierung des antagonistischen α -Motoneurons über sog. Interneurone. Über diesen Mechanismus ist die Entlastung der Sehne durch Relaxation des betreffenden Muskels und Aktivierung seines Antagonisten gewährleistet [18,30,106,131].

1.4.5 Muskel- und Sehnenkraft

Der anatomische Querschnitt eines Muskels wird senkrecht zur Hauptachse im dicksten Teil des Muskels gelegt. Der physiologische Querschnitt hingegen verläuft senkrecht zu allen Muskelfasern. Die Kraft eines Muskels hängt direkt von seinem physiologischen Querschnitt ab. Dieser verläuft senkrecht zu allen Muskelfasern eines Muskels und erlaubt direkte Rückschlüsse auf die absolute Kontraktionskraft aller Muskelfasern ($\sim 40 \text{ N/cm}^2$ Querschnittsfläche). Hierbei ist die Kontraktionskraft unabhängig von der Länge der angeschnittenen Muskelfasern: Ein 1cm langer parallelfasriger Muskel besitzt dieselbe Kontraktionskraft wie ein 10 cm langer Muskel mit der gleichen Querschnittsfläche. Beim M. biceps brachii beispielsweise, mit einem angenommenen Querschnitt von 10 cm^2 , beträgt die maximale Muskelkraft etwa 400 N (Gewichtskraft von 40 kg). Bei diesem Muskel wird die gesamte Kraft auf die Sehne

übertragen, da die Sehne in Zugrichtung des Muskels verläuft und mit diesem eine gemeinsame Hauptlinie bildet.

Die auf die Sehne übertragene Kraft wird als Sehnenkraft bezeichnet. Muskelkraft und Sehnenkraft sind in diesem Fall gleich groß [10].

Die Reißfestigkeit eines Muskels beträgt annähernd 100 N/cm^2 . Sie wird in erster Linie durch das muskuläre Bindegewebe bedingt. Die Reißfestigkeit der zugehörigen Sehne ist vergleichsweise etwa 100mal so groß (10000 N/cm^2). Deshalb beträgt die anatomische Querschnittsfläche der Sehne auch nur 2-3% derer des entsprechenden Muskels [10].

Die Länge eines Sarkomers in einem maximal gedehnten Muskel kann unter experimentellen Bedingungen $3,6 \mu\text{m}$ erreichen. Ebenso kann man bei maximaler elektrischer Reizung eine Sarkomerverkürzung auf $1,5 \mu\text{m}$ beobachten. Das maximale theoretische Verkürzungsvermögen eines parallelfasrigen Muskels liegt demnach bei 60% seiner Gesamtmuskellänge. Unter physiologischen Bedingungen wird ein solcher Wert natürlich nie erreicht. Zum einen verhindern eingeschränkte Gelenkbeweglichkeiten und Hemmwirkungen des muskulären Bindegewebes eine derart starke Vordehnung, zum anderen wird bei maximaler willkürlicher Kontraktion lediglich eine Sarkomerverkürzung auf etwa $2 \mu\text{m}$ erreicht. Somit beträgt das physiologische Kontraktionsvermögen eines parallelfasrigen Muskels ca. 40% der Länge des gedehnten Muskels.

Ein Muskel entwickelt bei mittlerer Dehnung, aufgrund optimaler Überlappung von Myosin- und Aktinfilamenten im Sarkomer seine stärkste Kontraktionskraft. Das Optimum an Kraftentwicklung findet also bei mäßiger Vordehnung des entsprechenden Muskels statt [2,51,63,64,96,101,102,132].

1.4.6 Arbeitsformen der Muskulatur

Im Wesentlichen werden bei der Muskelarbeit zwei verschiedene Arbeitsformen unterschieden: die isometrische Arbeitsform, die eine statische Haltearbeit beschreibt und die isotonische Arbeitsform, welche sich in dynamischer Arbeit ausdrückt. Betrachtet man Muskelspannung und Muskellänge, bzw. Muskelverkürzung, zeigt sich bei isometrischer Arbeit eine Zunahme der Muskelspannung bei gleich bleibender Muskellänge. Bei der dynamischen (isotonen) Arbeitsform hingegen verkürzt sich der Muskel bei nahezu gleich bleibender Muskelspannung.

Die von einem Muskel geleistete Arbeit (W) ist das Produkt aus der Hubhöhe (H) und der Sehnenkraft (F_{Sehne}) mit der eine Last angehoben wird: $W = H \cdot F_{\text{Sehne}}$

Da bei der isometrischen Arbeitsform nach der rein physikalischen Definition von Arbeit $(W)=[\text{Kraft (F)} \times \text{Weg (d)} \text{ in } \text{kg} \cdot \text{m}/\text{sec}^2 \cdot \text{m}]$ keine wirkliche Arbeit verrichtet wird, behilft man sich hier mit der Definition: Arbeit entspricht Sauerstoffmeherverbrauch infolge muskulärer Arbeit. In den meisten Fällen liegt bereits eine Mischform beider Arbeitsformen vor. Diese bezeichnet man als auxotonische Arbeitsform [10,30,106].

1.4.7 Geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich Muskelkraft und Veränderungen der Skelettmuskulatur im Alter

1.4.7.1 Unterschiede in der muskulären Leistungsfähigkeit von Mann und Frau

Frauen sind im Durchschnitt kleiner und leichter als Männer. Ihr Körperschwerpunkt liegt tiefer, sie besitzen mehr Fettgewebe, eine dehnbarere Muskulatur und ein weniger straffes Bindegewebe. Ihre Muskelfaserfläche ist geringer, was zur Folge hat, dass sie eine geringere maximale Kraft entwickeln können als der Mann. Die größten Kraftunterschiede zwischen Mann und Frau finden sich im Bereich der oberen Extremitäten (Schulter- Armbereich); die Unterschiede in der Kraftentwicklung des Rumpfes sind gering. Aus metabolischer Sicht funktioniert die Muskulatur von Mann und Frau in gleicher Weise. Es existieren demnach keine qualitativen sondern lediglich quantitative Unterschiede bezüglich der muskulären Funktionen.

1.4.7.2 Veränderungen der Skelettmuskulatur mit zunehmendem Alter

Das Altern ist ein physiologischer Prozess, der um das 30. Lebensjahr beginnt und zu einer Abnahme der Leistungsfähigkeit führt. Dabei bedingen zum einen genetische Faktoren die unterschiedlich ablaufenden Alterungsprozesse, zum anderen haben natürlich auch individuelle Verhaltensweisen und Lebensumstände wie Ernährung, Rauchen und körperliche Aktivität ihren Einfluss auf den Alterungsprozess, ebenso wie das Auftreten von Krankheiten.

Im Altersverlauf kommt es zu einer deutlichen Abnahme der Muskelmasse, die zwischen dem 30. und 70. Lebensjahr bis zu 30% betragen kann. Besonders ausgeprägt ist die Abnahme an Muskelsubstanz zwischen dem 50. und 60. Lebensjahr [119].

Von den Veränderungen sind neben der Muskelarchitektur vor allem auch die Fasertypenzusammensetzung, das Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten sowie die Regenerations- und Reparaturfähigkeit betroffen [8,31,37,53,78,84,135].

Von der Abnahme der Muskelfasern sind insbesondere die Typ-II-Muskelfasern betroffen, vermutlich durch die Verminderung der Anzahl der Motorischen Einheiten [48,60]. Der Eiweißgehalt der Muskelfasern nimmt ab, und es kommt zu einem verstärkten Verlust der Elektrolyte Kalium und Calcium. Ebenso sind die Enzyme des aeroben Energiestoffwechsels in ihrer Aktivität reduziert, und es kommt zu einer schnelleren Ermüdbarkeit der Muskulatur. Der Leistungsrückgang betrifft alle Kraftkomponenten. Als Ursache für die Verringerung der Maximalkraft wird vor allem die Abnahme der maximalen Aktivierungsfähigkeit der Agonisten gesehen. Hierzu trägt aber auch eine Zunahme der Antagonisten-Koaktivierung bei [73]. Insgesamt lässt bei Männern und Frauen die Kraft der Beine deutlicher nach als die der Arme [54].

2 Studienziel und Fragestellung

In dieser Pilotstudie sollten an insgesamt 300 gesunden Männern und Frauen Normalwerte für die quantitative isometrische Messung der muskulären Maximalkraft über die Erfassung der maximalen Drehmomente mit dem m3 DIAGNOS+ System für Training und Diagnostik der Firma Schnell Trainingsgeräte GmbH, Peutenhausen – Deutschland, erhoben werden.

Ziel dieser Studie war es, einen sinnvollen Referenzrahmen für die Interpretation der isometrischen muskulären Maximalkraft bei gesunden männlichen und weiblichen Probanden innerhalb verschiedener Altersgruppen zu erstellen und die gewonnenen Daten bezüglich der anthropometrischen Faktoren Geschlecht, Alter, Körpergröße und Körpergewicht zu bewerten. Dazu wurde die muskuläre Maximalkraft der Armbeuge- und Kniestreckmuskulatur mittels Erfassung der maximalen Drehmomente gemessen. Zum Vergleich wurde bei jedem Probanden die maximale isometrische Faustschlusskraft mit dem etablierten JAMAR® Hydraulic Hand Dynamometer der Firma Sammons Preston Rolyan, Bolingbrook – Irland, erfasst.

Die Zielsetzung bzw. Fragestellung dieser Studie beinhaltete somit folgende Gesichtspunkte:

1. Etablierung einer neuen quantitativen Methode zur isometrischen Muskelkraftmessung über die Erfassung der maximalen Drehmomente mit dem m3 DIAGNOS+® System.
2. Im Rahmen von Punkt 1 die Erstellung erster repräsentativer Normalwerte für die isometrische Muskelkraftmessung über die Erfassung der maximalen Drehmomente mit dem m3 DIAGNOS+® System für gesunde Männer und Frauen im Alter zwischen 20 und 70 Jahren.
3. Interpretation der erhobenen Kraftwerte bezüglich der altersbedingten Veränderungen beim Menschen.

Detaillierte Untersuchungen der geschlechtsspezifischen Unterschiede, sowie des Einflusses der verschiedenen erfassten anthropometrischen Faktoren (Körpergröße, Körpergewicht, BMI) und die Korrelation der unterschiedlichen angewandten Messmethoden sind Gegenstand weiterer Arbeiten im Rahmen dieser Studie und werden dort gesondert behandelt.

3 Material und Methoden

3.1 Probandenkollektiv

3.1.1 Probandenzahlen

Um einen sinnvollen Referenzrahmen für die Normalwerteverteilung der gesunden Bevölkerung zu erhalten, wurde bei insgesamt 363 Männern und Frauen im Alter von 20 bis 70 Jahren die muskuläre Maximalkraft der Armbeuge- und Kniestreckmuskulatur über Messung der maximalen isometrischen Drehmomente mit dem m3 DIAGNOS+® System der Firma Schnell Trainingsgeräte GmbH bestimmt.

Männliche und weibliche Probanden wurden hierfür in jeweils fünf Altersgruppen (20-30 Jahre, 30-40 Jahre, 40-50 Jahre, 50-60 Jahre und 60-70 Jahre) aufgeteilt. Zusätzlich wurde, um die erhobenen Daten mit einem etablierten Muskelkraftmessverfahren vergleichen zu können, bei jedem Probanden die maximale Faustschluss-Kraft mit dem JAMAR® Hydraulic Hand Dynamometer der Firma Sammons Preston Rolyan, Bolingbrook – IL, im Seitenvergleich bestimmt.

Insgesamt haben 363 Probanden an der Studie teilgenommen. Davon 187 Männer (51,37%) und 177 Frauen (48,63%).

In die Studie eingeschlossen wurden 301 Probanden. Davon 154 Männer (51,16%) und 147 Frauen (48,84%). 62 Probanden (33 Männer und 29 Frauen) wurden aufgrund des Vorliegens von Ausschlusskriterien nachträglich aus der Studie ausgeschlossen.

3.1.2 Probandenrekrutierung

Nach Überprüfung und Genehmigung des Studienvorhabens durch die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München wurden vom Einwohnermeldeamt des Kreisverwaltungsreferates München auf Antrag entsprechende Datensätze zur Verfügung gestellt. Diese beinhalteten Informationen über Name, Geburtsdatum, Geschlecht und Anschrift von insgesamt jeweils 5000 Männern und Frauen im Alter von 20 bis 70 Jahren. Aus diesem Pool wurden jeweils 1000 Männer und Frauen, unterteilt in die entsprechenden Altersgruppen, zufällig ausgewählt. Zu diesem Zweck wurden die Anfangsbuchstaben des Familiennamens sowie die Position im Datensatz ausgelost. Alle ausgewählten Personen wurden mit dem gleichen Serienbrief und beigelegtem Fragebogen angeschrieben.

Bei Interesse an einer Studienteilnahme erfolgte zunächst eine telefonische Kontaktaufnahme. Hier wurde in einem kurzen Gespräch die Zielsetzung der Studie, sowie der Untersuchungsablauf und Zeitaufwand erläutert und ein Termin für die Muskelkraftmessung vereinbart.

3.1.3 Auswahl der Probanden

Eingeschlossen wurden volljährige, gesunde Probanden. Vor Einschluss in die Studie erfolgten eine ausführliche Anamnese und die Erfassung von Körpergröße und Körpergewicht.

3.1.3.1 Ausschlusskriterien

Im Rahmen der Studienplanung wurden folgende Ausschlusskriterien definiert, um repräsentative Normalwerte für ein die gesunde Bevölkerung repräsentierendes Probandenkollektiv zu erhalten:

1. Vorliegen chronischer Erkrankungen, von denen ein abschwächender Einfluss auf die muskuläre Maximalkraft ausgeht, bzw. anzunehmen ist
2. Akute Erkrankung innerhalb der letzten 14 Tage vor der Untersuchung
3. Alkoholabhängigkeit
4. Genuss von mehr als 50 Zigaretten innerhalb der letzten 48 Stunden vor der Untersuchung
5. Einnahme von Medikamenten oder Substanzen, von denen ein steigernder oder abschwächender Einfluss auf die muskuläre Maximalkraft ausgeht oder anzunehmen ist
6. Kraft- und Kraftausdauertraining über vier Stunden pro Woche
7. Verletzungen des Stütz- und Bewegungsapparates in der Vorgeschichte, bei denen von einem negativen Einfluss auf die muskuläre Maximalkraft ausgegangen werden muss
8. Sensible oder motorische Ausfallerscheinungen/Paresen

3.1.4 Aufnahme in die Studie

Jeder Proband wurde vor Aufnahme in die Studie ausführlich über Wesen und Bedeutung der Studie aufgeklärt und musste die Einverständniserklärung unterschrieben haben. Darüber hinaus erhielt jeder Proband zuvor ein Informationsblatt mit ausführlichen Erläuterungen zu Ablauf und Zweck der Untersuchung.

Insbesondere wurde jeder Studienteilnehmer auch über die Speicherung seiner Daten gemäß den Datenschutzbestimmungen über einen Zeitraum von mindestens 15 Jahren hingewiesen. Der genaue Wortlaut des Informationsblattes und der Einverständniserklärung sind im Anhang abgedruckt.

Die Studie begann für jeden Probanden, sobald er, nach ausführlicher Aufklärung, sein schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an den Untersuchungen gegeben hatte. Die Studie konnte vom Probanden zu jeder Zeit ohne Angabe von Gründen abgebrochen werden. Jeder Proband hat nur einmalig an der Studie teilgenommen.

3.2 Durchgeführte Untersuchungen

3.2.1 Mess-Standorte

Alle Messungen erfolgten am Friedrich-Baur-Institut an der Neurologischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, Innenstadt-Klinikum, an folgenden Standorten:

1. Ambulanz des Friedrich-Baur-Instituts, Ziemssenstraße , D-80336 München
2. Station des Friedrich-Baur-Instituts, Ziemssenstraße, D-80336 München

3.2.2 Maximalkraftmessungen

Nach ausführlicher Anamnese und Bestimmung von Körpergröße und Körpergewicht wurde bei jedem Probanden quantitativ die muskuläre Maximalkraft der Armbeuger und der Kniestrecker mittels isometrischer Drehmomentmessung am m3 DIAGNOS+ System ermittelt. Zunächst beidseitig, im Anschluss einzeln nach Seiten getrennt. Zusätzlich wurde bei jedem Probanden die maximale Faustschlusskraft mittels Handgripmessung mit dem JAMAR Hydraulik Handdynamometer der Firma Sammons zum Vergleich bestimmt.

Positionierung und Kalibrierung der verwendeten Maschinen erfolgten streng standardisiert.

3.2.3 Dokumentation

Die Erfassung aller erhobenen Befunde erfolgte gemäß dem Prüfplan über standardisierte Dokumentationsbögen. Hier wurden alle auswertungsrelevanten Messwerte, die anthropometrischen Daten sowie alle anamnestisch erhobenen Informationen erfasst.

3.2.4 Verwendete Geräte

3.2.4.1 m3 DIAGNOS+ System

Mit dem m3 DIAGNOS+ System der Firma Schnell Trainingsgeräte GmbH, erfolgte die computergestützte Erfassung der isometrischen muskulären Maximalkraft. Über die Drehmomentmessung und die damit verbundenen Hebelgesetze ist eine genaue Ermittlung von Kraft und Leistung möglich. Das zugehörige EDV-Programm Diagnos 2000 - Programm zur Kraft- Leistungs- und Mobilitätsanalyse Version V1.0 wurde nach den neuesten Erkenntnissen zur Messdatenerfassung und Auswertung entwickelt.

Die Kraftaufnahme an diesem Gerät wird durch die auf den Hebelarm einwirkenden Kräfte erzeugt, welche als Drehmomente über das Synchrongetriebe an einen Kraftaufnehmer weitergeleitet werden. Mittels des elektronischen Kraftaufnehmers, der mit Dehnmessstreifen ausgestattet ist, werden die gewonnenen Daten über einen Analog-Digitalwandler auf einen Rechner übertragen und als Kraftkurve grafisch dargestellt. Dabei wird auf der x-Achse die Zeit in Sekunden und auf der y-Achse die Kraft bzw. das Drehmoment in Nm abgetragen. Der Maximalkraftwert wird automatisch angezeigt und vom System gespeichert.



Abb. 1: m3 DIAGNOS+ Trainings- und Analysestation

3.2.4.2 JAMAR Hydraulik Handdynamometer

Das Jamar® Hydraulik Handdynamometer der Firma Sammons Preston, Bolingbrook, Irland, wurde für eine routinemäßige Screeninguntersuchung zur Bestimmung der Griffstärke, wie auch zur Verlaufskontrolle bei Patienten z. B. nach Handtraumata entwickelt. Über eine doppelt skalierte Endpunkterfassung kann eine isometrische Faustschlusskraft von 0 bis 90 kg bestimmt werden. Der maximal erreichte Wert wird automatisch erfasst. Je nach Handgröße ist die Einstellung von bis zu fünf verschiedenen Griffpositionen möglich.



Abb. 2: JAMAR Hydraulic Handdynamometer

3.2.5 Versuchsbeschreibungen

3.2.5.1 Isometrische Drehmomentmessungen zur Erfassung der muskulären Maximalkraft der Armbeuger und Kniestrecker mit dem m3 DIAGNOS+ System

In diesen Messreihen wurde das vom Probanden am Trainingsarm erzeugte Drehmoment (s. Kap. 1.3) gemessen. Diese Art von Kraftmessung ist für eingelenkige Übungen sehr gut geeignet, da die Messwerte nicht von der gewählten Hebellänge des Trainingsarmes abhängen. Die Ergebnisse sind gut reproduzierbar und somit vergleichbar.

Für beide Messungen (Armbeuger und Kniestrecker) bestanden vordefinierte Winkelstellungen für die Ausgangsposition des Trainingsarms (Armbeuger 310°, Kniestrecker 170°). Soll- und Istwert waren hierbei auf dem Monitor der Rechereinheit jederzeit ablesbar.

Vor jeder Messung wurde eine Nullkraftmessung durchgeführt, bei der das Gewicht des Trainingsarms aus der Messung eliminiert wurde, um eine Verfälschung der Messergebnisse auszuschließen.

Um den individuellen Unterschieden in der Zeit bis zum Erreichen der Maximalkraft Rechnung zu tragen, wurde für jede Einzelmessung ein Messintervall von fünf Sekunden Dauer gewählt.

Nach Kalibrierung und Nullkraftmessung startete die jeweilige Aufzeichnung nach Überwindung einer voreingestellten unteren Kraftschwelle (bei allen Messungen 25 Nm), um einen ungewollten Start der Messung durch Berühren des Trainingsarmes zu vermeiden.

Um eine gute Reproduzierbarkeit der Messungen zu gewährleisten, ist eine streng standardisierte Messpositionierung unabdingbar:

Sitzposition bei der Maximalkraftmessung der Armbeuger

Der Oberkörper war gerade und leicht nach vorne geneigt. Die Polsteroberkante lag unter den Achseln, das Brustbein lag dem Polster an. Die Sitzhöhe wurde nach diesen Vorgaben entsprechend angepasst. Der Drehpunkt der Ellenbogengelenke lag auf der gedachten Verlängerung der Drehachse des Trainingsarmes. Der Winkel im Ellenbogengelenk betrug 90°. Die Handgelenke waren fest, wobei die gestreckten Finger bei geöffneter Hand in Verlängerung des Unterarmes zeigten. Der Handgriff wurde entsprechend dieser Vorgaben in seiner Position angepasst. Beide Beine standen fest auf dem Boden.

Sitzposition bei der Maximalkraftmessung der Kniestrecker

Der Oberkörper war gerade und aufrecht. Der Winkel im Hüftgelenk betrug 90°, der Winkel im Kniegelenk 120°. Der Drehpunkt der Kniegelenke lag auf der gedachten Verlängerung der Drehachse des Trainingsarmes, die Rückenlehne wurde entsprechend angepasst. Das Becken wurde mit einem Gurt straff fixiert, die Arme vor der Brust verschränkt. Die Polsterrolle am Trainingsarm wurde direkt oberhalb des Spanns bei dorsalflektiertem Fuß vor dem Schienbein fixiert.

Der Messablauf war bei Armbeugern und Kniestreckern gleich:

Jede Messung wurde mit insgesamt zwei Wiederholungen durchgeführt, wobei jeweils der höchste Wert dieser drei Messungen in die Auswertung genommen wurde. Zwischen den einzelnen Wiederholungen lag jeweils mindestens eine Minute Pause, um eine ausreichende Erholung zu gewährleisten. Gemessen wurden jeweils beide Seiten gleichzeitig (B1-3) und anschließend isoliert im Seitenvergleich (R1-3 und L1-3).

3.2.5.2 Isometrische Maximalkraftmessung der Handgriffstärke mit dem JAMAR Hydraulic Handdynamometer

In dieser Messreihe erfolgte die isometrische Messung der maximalen Handgriffstärke im Seitenvergleich. Auch hier erfolgte die Messpositionierung streng standardisiert, um eine gute Reproduzierbarkeit zu gewährleisten.

Sitzposition bei der Messung der Handgriffstärke

Der Proband saß auf einem Stuhl, der Oberarm war an den Körper adduziert. Das Ellbogengelenk war 90° gebeugt und der Unterarm in Neutralstellung. Entsprechend der Handgröße konnte auch die Griffgröße variiert werden.

Jede Seite wurde insgesamt zwei mal gemessen und der Maximalwert in die Auswertung übernommen. Der Maximalwert wurde jeweils über eine automatische Erfassung auf der Doppelskala markiert. Die Dokumentation erfolgte in dem dafür vorgesehenen Prüfprotokoll.

3.2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS Version 12.0.1 für Windows der Firma SPSS Inc., Chicago – USA.

Mit dieser Software wurden auch die Grafiken und Diagramme im Ergebnisteil erstellt.

4 Ergebnisse

4.1 Probandenkollektiv – Auswertung der anthropometrischen Daten

In die statistische Auswertung wurden alle volljährigen Probanden übernommen, bei denen keine der definierten Ausschlusskriterien (s. Kapitel 3.1.3.1) vorlagen. Insgesamt haben 363 Probandinnen und Probanden an der Studie teilgenommen. Diese setzten sich zusammen aus 187 Männern (51,37%) und 177 Frauen (48,63%).

In die Studie eingeschlossen wurden insgesamt 301 Probanden. Davon 154 Männer (51,16%) und 147 Frauen (48,84%).

Bei 62 Probanden (33 Männer und 29 Frauen) lagen entsprechende Ausschlusskriterien vor, so dass sie wieder aus der Studie ausgeschlossen werden mussten.

4.1.1 Alters- und Geschlechtsverteilung

Der Altersmittelwert aller, in die Studie eingeschlossenen, männlichen Probanden (n=154) lag bei 44,49 Jahren \pm 14,45. Bei den weiblichen Studienteilnehmern (n=147) lag der Mittelwert bei 44,97 Jahren \pm 14,35. In Abbildung 3 ist die Verteilung der männlichen und weiblichen Studienteilnehmer über die verschiedenen Altersgruppen hinweg dargestellt.

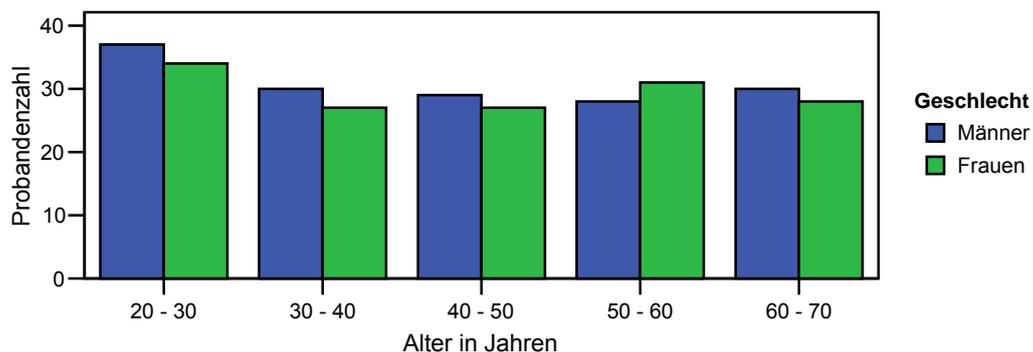


Abb. 3: Alters- und Geschlechterverteilung des gesamten Probandenkollektivs

4.1.2 Körpergröße

Die mittlere Körpergröße der männlichen Studienteilnehmer lag bei 179,72 cm \pm 6,67 cm. Der Mittelwert des weiblichen Kollektivs lag bei 166,9 cm \pm 6,11 cm (siehe Abb. 4 und 5).

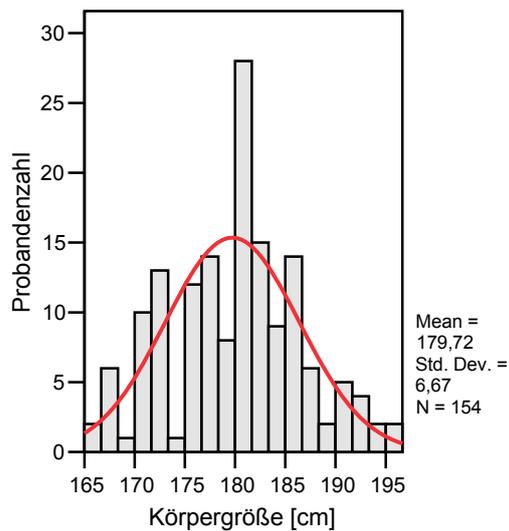


Abb. 4: Körpergröße - männliches Probandenkollektiv

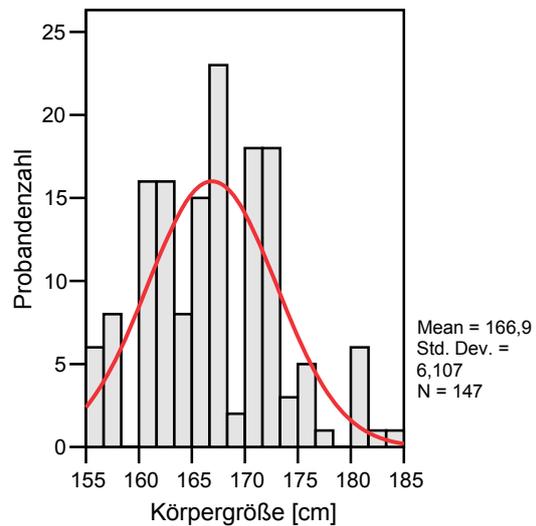


Abb. 5: Körpergröße - weibliches Probandenkollektiv

Die Größenverteilung der männlichen und weiblichen Probanden in den einzelnen Altersgruppen ist in Tabelle 1 dargestellt.

Geschlecht	Alter	MW [1]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	181,54	37	6,817
	30 - 40	180,90	30	7,322
	40 - 50	181,07	29	6,703
	50 - 60	176,79	28	6,185
	60 - 70	177,73	30	4,955
	Insgesamt	179,72	154	6,670
Frauen	20 - 30	167,41	34	5,577
	30 - 40	167,93	27	5,890
	40 - 50	166,74	27	6,920
	50 - 60	165,87	31	5,560
	60 - 70	166,61	28	6,860
	Insgesamt	166,90	147	6,107

Tab. 1: Körpergröße - männliches und weibliches Probandenkollektiv

4.1.3 Körpergewicht

Das mittlere Körpergewicht aller männlichen Studienteilnehmer lag bei 80,41 kg \pm 9,90 kg (s. Abb. 6). Der Mittelwert bei den Frauen lag bei 63,81 kg \pm 10,94 kg (s. Abb. 7). Die Körpergewichtsverteilung der männlichen und weiblichen Probanden in den einzelnen Altersgruppen ist in Tabelle 2 abgebildet.

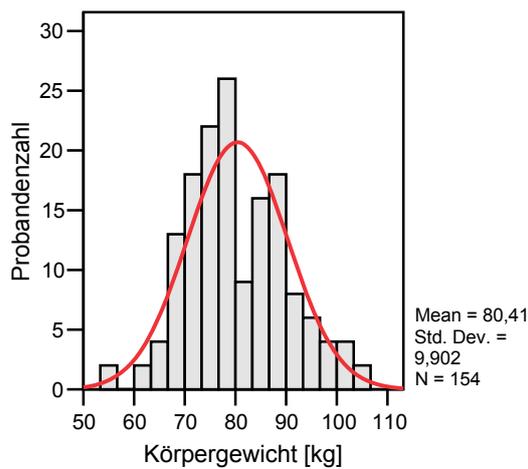


Abb. 6: Körpergewicht - männliches Probandenkollektiv

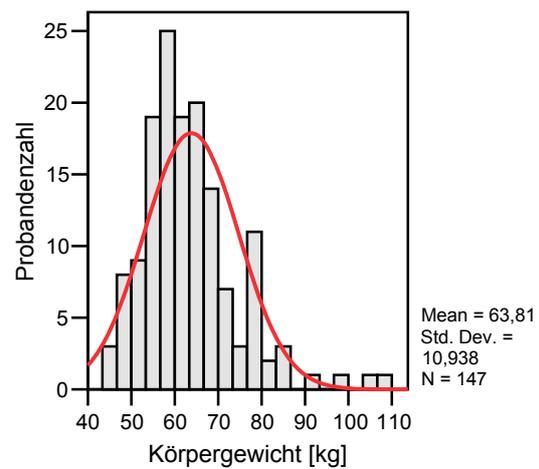


Abb. 7: Körpergewicht - weibliches Probandenkollektiv

Geschlecht	Alter	MW [kg]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	75,89	37	9,371
	30 - 40	80,30	30	8,571
	40 - 50	83,83	29	11,013
	50 - 60	81,82	28	9,341
	60 - 70	81,47	30	9,779
	Insgesamt	80,41	154	9,902
Frauen	20 - 30	57,03	34	6,053
	30 - 40	62,48	27	12,223
	40 - 50	66,70	27	12,089
	50 - 60	68,55	31	11,213
	60 - 70	65,29	28	9,047
	Insgesamt	63,81	147	10,938

Tab. 2: Körpergewicht - männliches und weibliches Probandenkollektiv

4.1.4 Body Mass Index (BMI)

Der Body-Mass Index (BMI) als Instrument für die Körpergewichtsbeurteilung errechnet sich nach der Formel: $BMI = \text{Körpergewicht [kg]} / \text{Körpergröße [m]}^2$

Der Mittelwert des Body Mass Index lag bei den männlichen Studienteilnehmern bei $24,58 \text{ kg/m}^2 \pm 2,66 \text{ kg/m}^2$. Bei den Frauen betrug der mittlere BMI-Wert $22,89 \text{ kg/m}^2 \pm 3,94 \text{ kg/m}^2$ (s. Abb. 8 und 9).

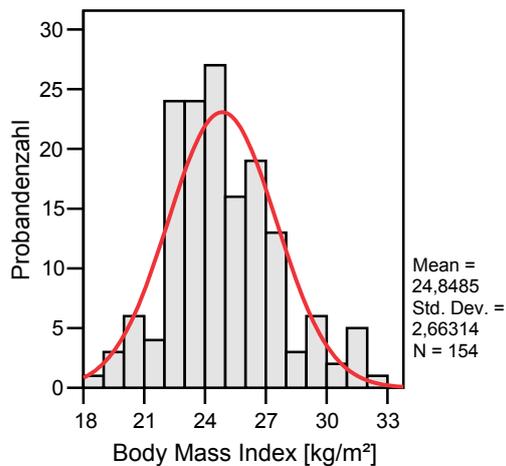


Abb. 8: BMI - männliches Probandenkollektiv

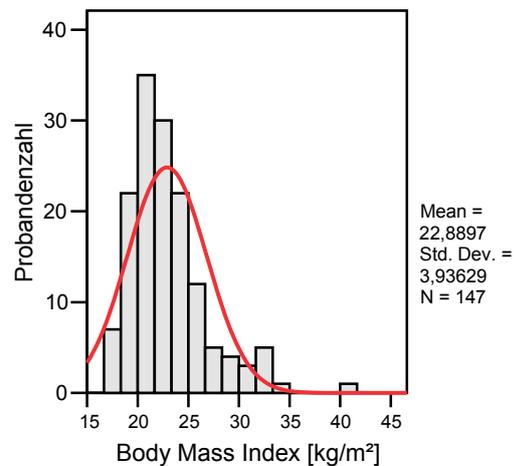


Abb. 9: BMI - weibliches Probandenkollektiv

Tabelle 3 zeigt die Verteilung der BMI-Werte der männlichen und weiblichen Studienteilnehmer in den verschiedenen Altersgruppen.

Geschlecht	Alter	MW [kg/m ²]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	22,8597	37	2,15965
	30 - 40	24,5163	30	1,95485
	40 - 50	25,5348	29	2,83384
	50 - 60	26,1804	28	2,71404
	60 - 70	25,7270	30	2,24776
	Insgesamt	24,8485	154	2,66314
Frauen	20 - 30	20,3506	34	2,00542
	30 - 40	22,1578	27	4,33819
	40 - 50	23,8615	27	3,82740
	50 - 60	24,9471	31	4,14772
	60 - 70	23,4639	28	3,56708
	Insgesamt	22,8897	147	3,93629

Tab. 3: BMI - männliches und weibliches Probandenkollektiv

4.2 Muskelkraftmessungen

4.2.1 Isometrische Maximalkraftmessungen der Armbeugemuskulatur mit dem m3 DIAGNOS+ System

4.2.1.1 Messreihe Armbeugen beidseits

Der Mittelwert für die Maximalkraft der beidseitigen Armbeugung lag bei den Männern bei 141,88 Nm \pm 29,08 Nm (s. Abb. 10). Die mittlere Maximalkraft der Frauen bei dieser Messreihe lag mit 74,3 Nm \pm 13,12 Nm (s. Abb. 11) bei durchschnittlich 52,01% der Kraftwerte der männlichen Probanden. Die Verteilung der durchschnittlichen Maximalkraftwerte von Männern und Frauen in den verschiedenen Altersgruppen zeigt Tabelle 4.

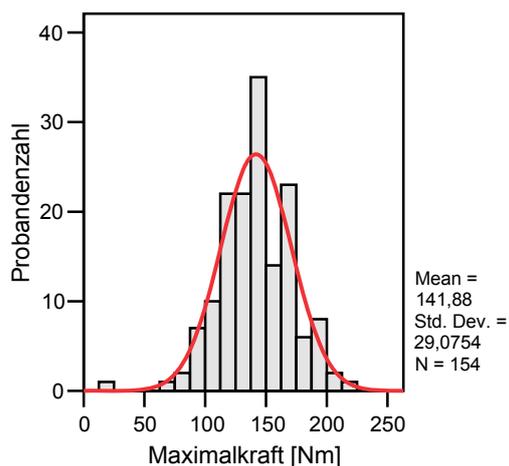


Abb. 10: Armbeugen beidseits - männliches Probandenkollektiv

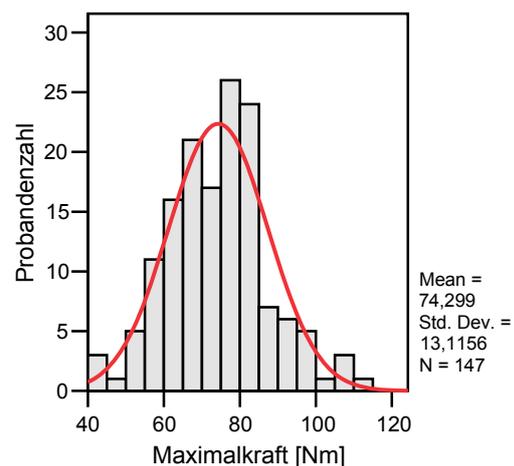


Abb. 11: Armbeugen beidseits - weibliches Probandenkollektiv

Geschlecht	Alter	MW [Nm]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	149,324	37	22,9279
	30 - 40	151,463	30	20,8384
	40 - 50	148,937	29	28,5004
	50 - 60	128,748	28	34,2476
	60 - 70	128,552	30	30,5165
	Insgesamt	141,880	154	29,0754
Frauen	20 - 30	77,272	34	14,1557
	30 - 40	77,165	27	13,2532
	40 - 50	75,158	27	11,0392
	50 - 60	72,057	31	12,0931
	60 - 70	69,580	28	13,6870
	Insgesamt	74,299	147	13,1156

Tab. 4: Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen beidseits

Den Altersverlauf der mittleren Maximalkraftwerte dieser Messreihe von Männern und Frauen im Vergleich zeigt Abbildung 12.

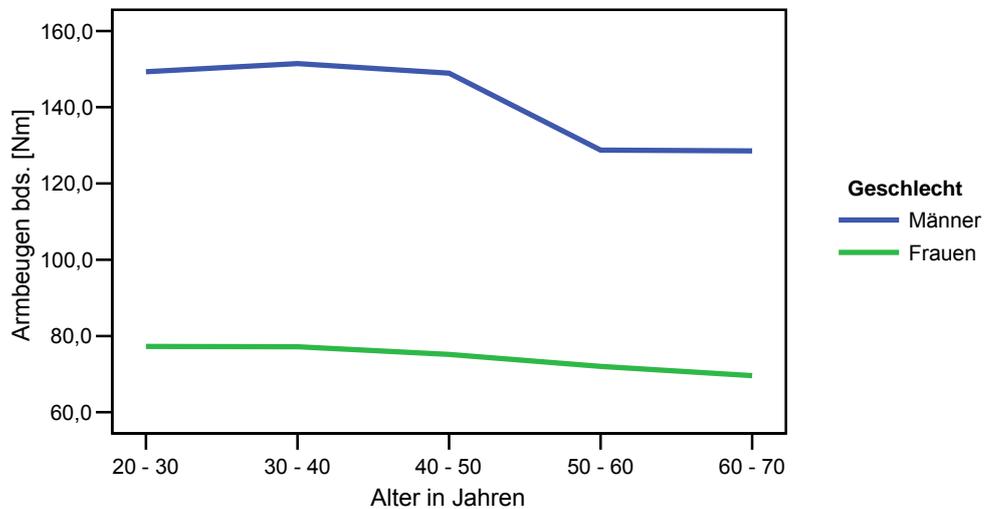


Abb. 12: Maximale Drehmomente der Messreihe Armebeugen beidseits im Altersverlauf

4.2.1.2 Messreihe Armebeugen einseitig – rechts

Bei den Männern lag der Mittelwert für diese Übung bei $75,66 \text{ Nm} \pm 14,45 \text{ Nm}$ (s. Abb. 13). Die Frauen erreichten hier mit einer mittleren Maximalkraft von $40,85 \text{ Nm} \pm 7,76 \text{ Nm}$ durchschnittlich 53,92% der Kraftwerte der männlichen Probanden (s. Abb. 14). Die Verteilung der Maximalkraftwerte von Männern und Frauen in den verschiedenen Altersgruppen bei dieser Messreihe zeigt Tabelle 5.

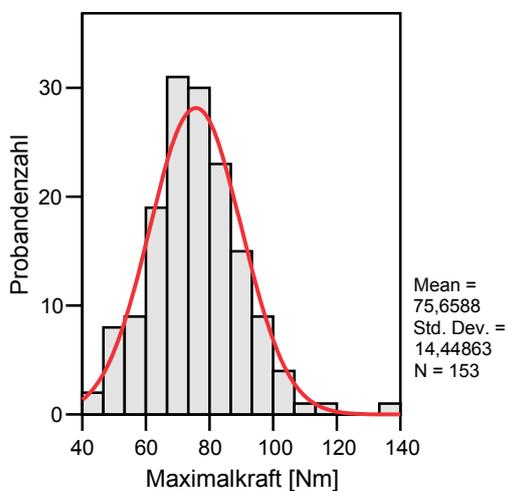


Abb. 13: Armebeugen rechts - männliches Probandenkollektiv

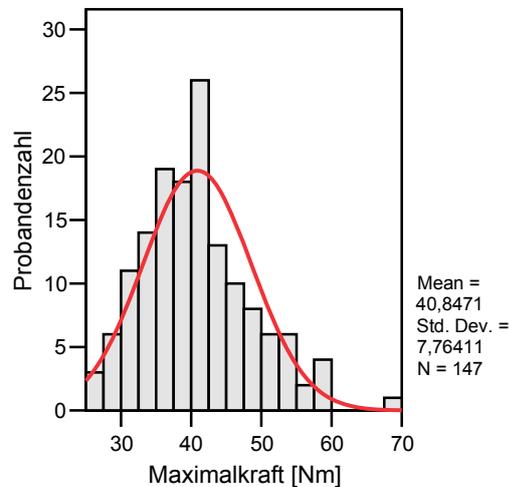


Abb. 14: Armebeugen rechts - weibliches Probandenkollektiv

Geschlecht	Alter	MW [Nm]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	79,7824	37	13,01795
	30 - 40	79,5573	30	10,52646
	40 - 50	79,6145	29	16,66996
	50 - 60	70,5029	28	11,57757
	60 - 70	67,3937	30	15,25696
	Insgesamt	75,6054	154	14,41604
Frauen	20 - 30	42,4441	34	7,96347
	30 - 40	41,6081	27	7,57281
	40 - 50	41,9422	27	8,44243
	50 - 60	39,4923	31	7,19669
	60 - 70	38,6182	28	7,40284
	Insgesamt	40,8471	147	7,76411

Tab. 5: Maximale Drehmomente der Messreihe Armebeugen einseitig rechts

Die bei dieser Messreihe im Durchschnitt von Männern und Frauen in den einzelnen Altersgruppen erreichten Maximalkraftwerte sind in Abbildung 15 in ihrer Altersentwicklung dargestellt.

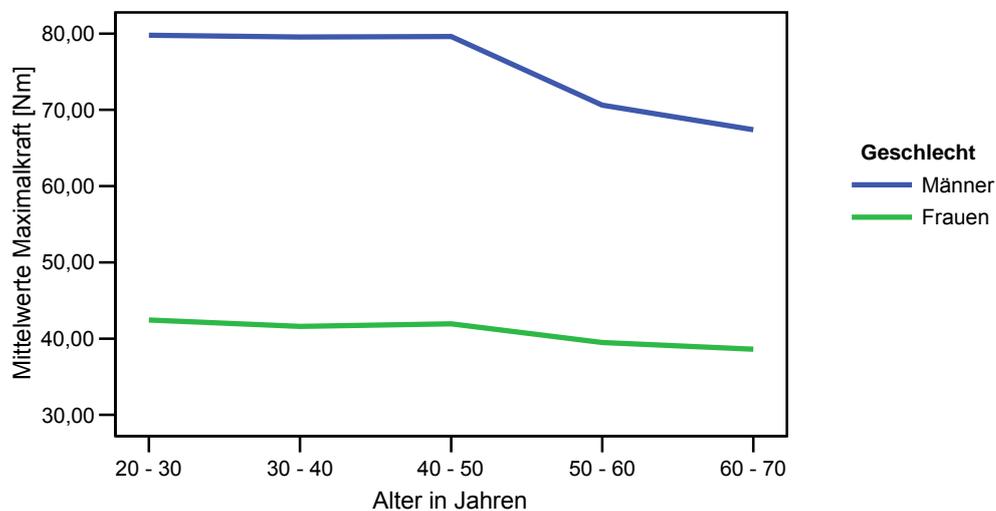


Abb. 15: Maximale Drehmomente der Messreihe Armebeugen einseitig rechts im Altersverlauf

4.2.1.3 Messreihe Armbeugen einseitig – links

Die männlichen Probanden erreichten bei den linksseitigen Messungen einen Durchschnittswert von 74,68 Nm \pm 14,83 Nm. Die Frauen kamen mit einem mittleren Maximalkraftwert von 39,32 Nm \pm 7,18 Nm auf durchschnittlich 52,65 % der Kraftwerte der Männer (s. Abb. 16 und 17).

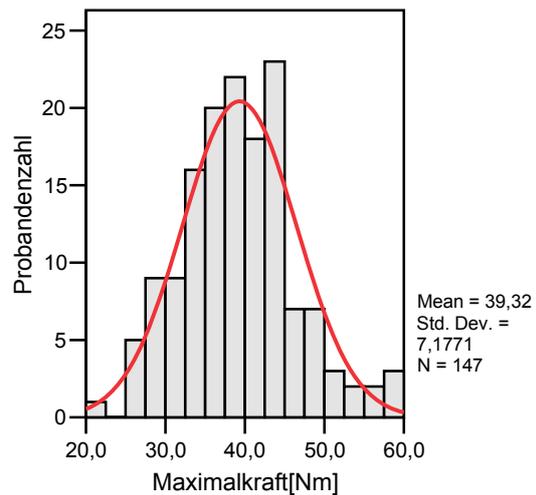
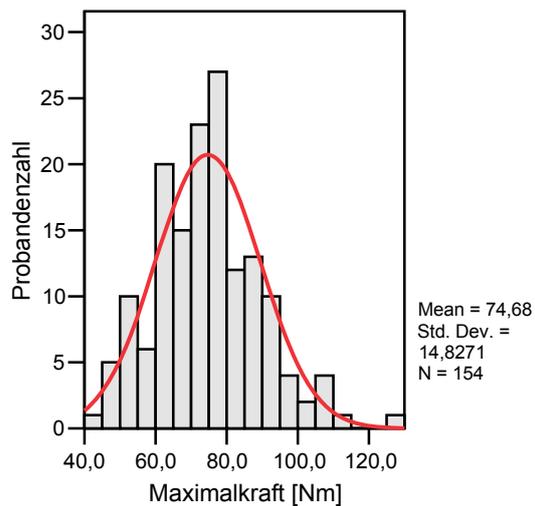


Abb. 16: Armbeugen links männliches Probandenkollektiv

Abb. 17: Armbeugen links weibliches Probandenkollektiv

Tabelle 6 zeigt die altersabhängige Verteilung der Maximalkraftwerte von Männern und Frauen bei dieser Messreihe.

Geschlecht	Alter	MW [Nm]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	78,564	37	12,2947
	30 - 40	78,676	30	11,1157
	40 - 50	77,853	29	17,3406
	50 - 60	69,691	28	12,6600
	60 - 70	67,481	30	16,9008
	Insgesamt	74,680	154	14,8271
Frauen	20 - 30	40,971	34	7,5407
	30 - 40	40,304	27	7,6967
	40 - 50	41,237	27	7,1763
	50 - 60	36,695	31	6,8637
	60 - 70	37,423	28	5,5079
	Insgesamt	39,320	147	7,1771

Tab. 6: Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen einseitig links

Der Altersverlauf der von Männern und Frauen in den unterschiedlichen Altersgruppen erreichten Maximalkraftwerte der linksseitigen Armbeuger ist in Abbildung 18 grafisch dargestellt.

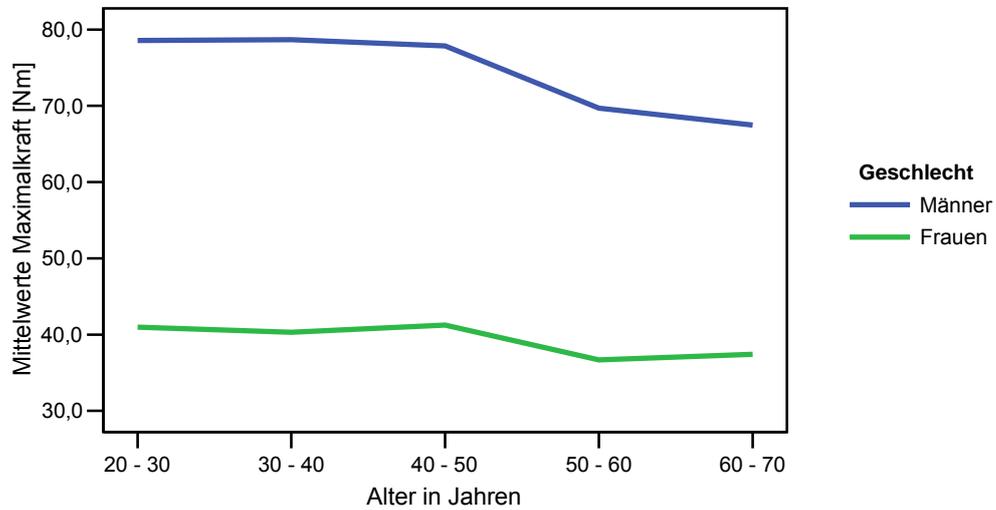


Abb. 18: Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen einseitig links im Altersverlauf

4.2.2 Isometrische Maximalkraftmessungen der Kniestreckmuskulatur mit dem m3 DIAGNOS+ System

4.2.2.1 Messreihe Knieextension beidseits

Der Mittelwert aller männlichen Probanden für die Maximalkraft der beidseitigen Knieextension lag bei $492 \text{ Nm} \pm 121,89 \text{ Nm}$. Die Frauen kamen hier auf eine mittlere Maximalkraft von $300,13 \text{ Nm} \pm 79,52 \text{ Nm}$ und erreichten damit 61% der Kraftwerte der Männer (s. Abb. 19 und 20). Tabelle 7 zeigt die Verteilung der Maximalkraftwerte von Männern und Frauen in den verschiedenen Altersgruppen.

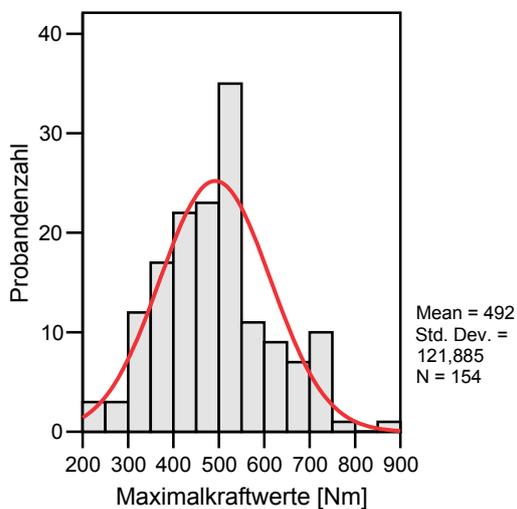


Abb. 19: Knieextension beidseits - männliches Probandenkollektiv

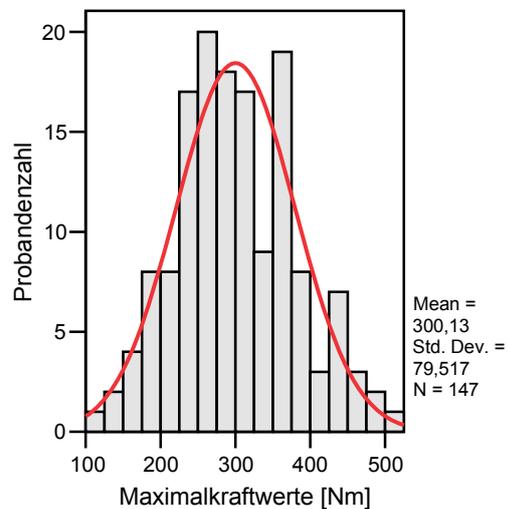


Abb. 20: Knieextension beidseits - weibliches Probandenkollektiv

Geschlecht	Alter	MW [Nm]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	541,15	37	110,262
	30 - 40	553,97	30	107,508
	40 - 50	531,36	29	120,125
	50 - 60	422,14	28	85,444
	60 - 70	396,58	30	90,898
	Insgesamt	492,00	154	121,885
Frauen	20 - 30	347,18	34	77,710
	30 - 40	341,85	27	74,791
	40 - 50	292,37	27	70,884
	50 - 60	279,18	31	46,566
	60 - 70	233,45	28	66,881
	Insgesamt	300,13	147	79,517

Tab. 7: Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension beidseitig

Abbildung 21 zeigt grafisch dargestellt die Altersentwicklung der durchschnittlich von Männern und Frauen bei der beidseitigen Knieextension erreichten Maximalkraftwerte.

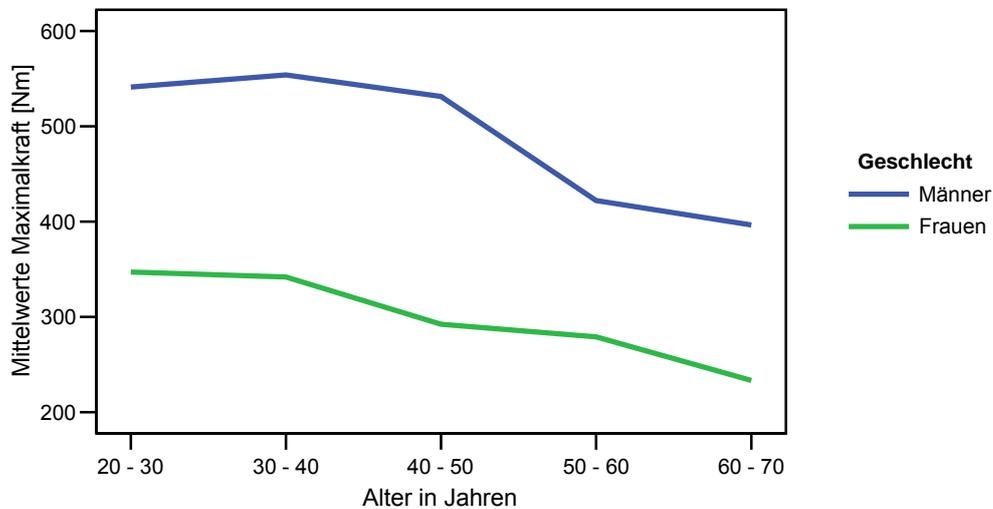


Abb. 21: Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension beidseitig im Altersverlauf

4.2.2.2 Messreihe Knieextension einseitig – rechts

Bei den rechtsseitigen Messungen der Kniestrecker lag der Mittelwert der Maximalkraft der Männer bei $269,70 \text{ Nm} \pm 57,11 \text{ Nm}$. Das Maximum der Frauen lag bei $164,55 \text{ Nm} \pm 39,13 \text{ Nm}$. Damit erreichten die Frauen bei dieser Übung durchschnittlich 61,01 % der Kraftwerte der Männer (s. Abb. 22 und 23).

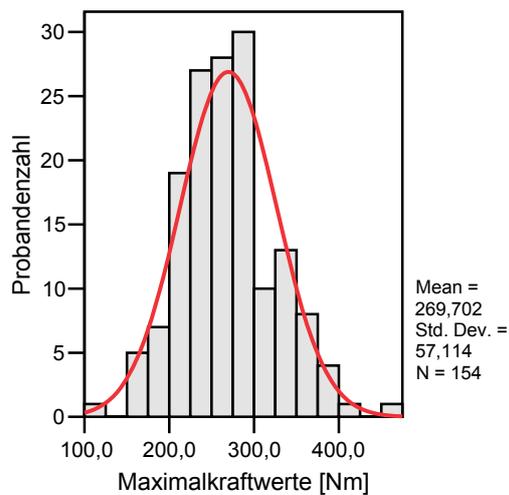


Abb. 22: Knieextension rechts - männliches Probandenkollektiv

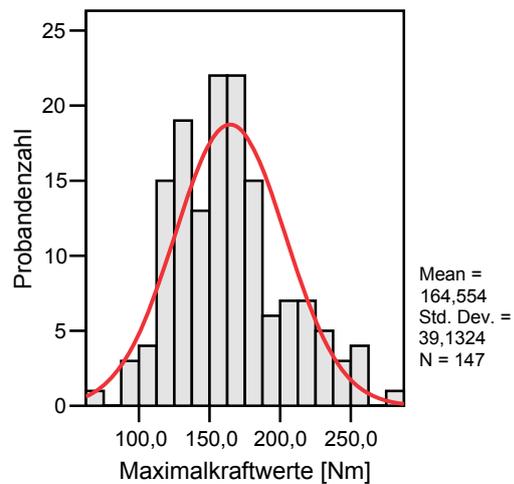


Abb. 23: Knieextension rechts - weibliches Probandenkollektiv

Die Verteilung der Maximalkraftwerte in den verschiedenen Altersgruppen ist in Tabelle 8 dargestellt.

Geschlecht	Alter	MW [Nm]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	290,086	37	50,9535
	30 - 40	300,993	30	53,7073
	40 - 50	285,317	29	57,1614
	50 - 60	242,746	28	31,4940
	60 - 70	223,333	30	48,0797
	Insgesamt	269,702	154	57,1140
Frauen	20 - 30	191,750	34	40,1944
	30 - 40	186,722	27	39,8143
	40 - 50	157,648	27	27,4470
	50 - 60	152,810	31	17,7432
	60 - 70	129,814	28	28,7023
	Insgesamt	164,554	147	39,1324

Tab. 8: Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig rechts

Die durchschnittlich von Männern und Frauen in den verschiedenen Altersgruppen erreichten Maximalkraftwerte dieser Messreihe sind in Abbildung 24 im Altersverlauf dargestellt.

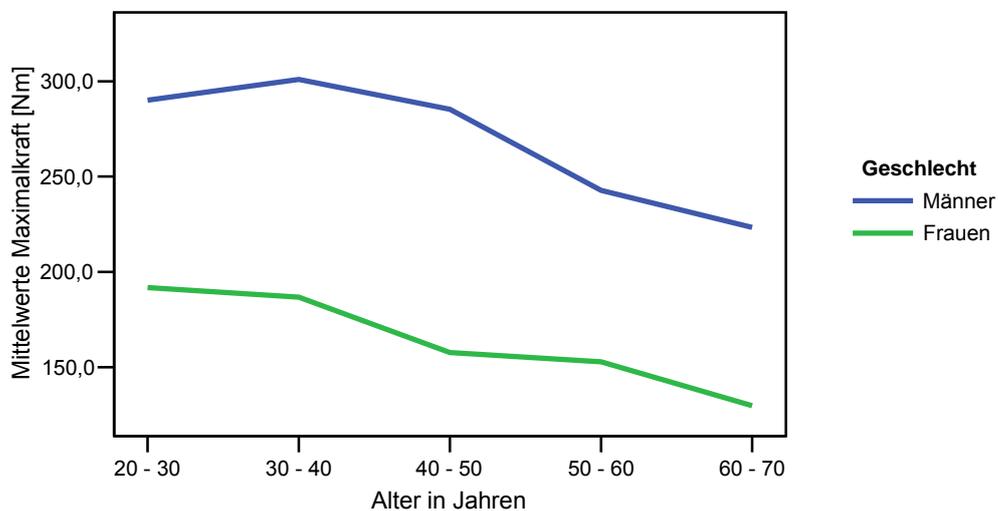


Abb. 24: Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig rechts im Altersverlauf

4.2.2.3 Messreihe Knieextension einseitig – links

Der Mittelwert der maximalen Knieextension links lag bei den Männern bei 266,72 Nm \pm 58,17 Nm, bei den Frauen bei 163,51 Nm \pm 38,86 Nm und damit 38,7% niedriger (s. Abb. 25 und 26). Die Verteilung der Maximalkraftwerte in den verschiedenen Altersgruppen zeigt Tabelle 9.

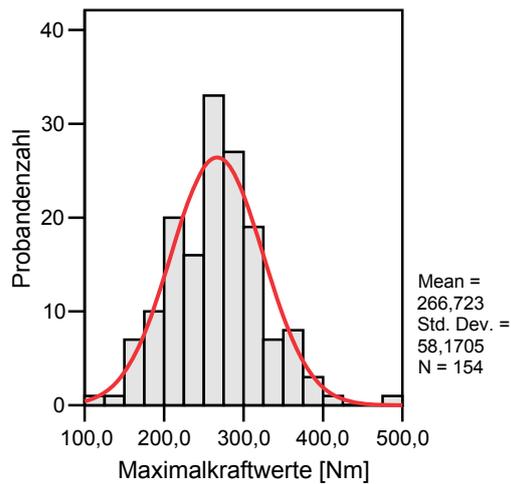


Abb. 25: Knieextension links - männliches Probandenkollektiv

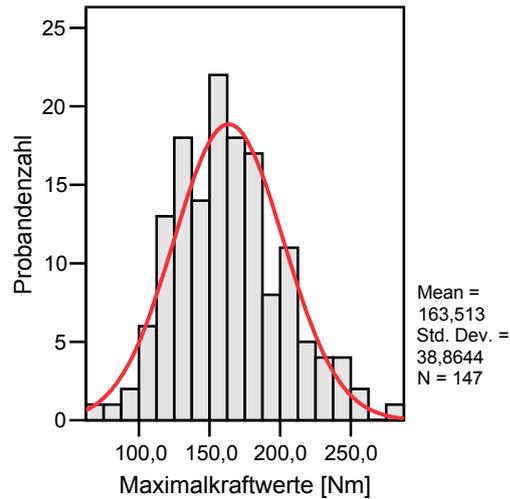


Abb. 26: Knieextension links - weibliches Probandenkollektiv

Geschlecht	Alter	MW [Nm]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	289,384	37	47,7586
	30 - 40	295,540	30	57,1069
	40 - 50	282,572	29	57,5282
	50 - 60	240,921	28	39,8859
	60 - 70	218,717	30	47,8652
	Insgesamt	266,723	154	58,1705
Frauen	20 - 30	189,712	34	41,2645
	30 - 40	184,570	27	33,8147
	40 - 50	161,444	27	29,9395
	50 - 60	148,916	31	22,7467
	60 - 70	129,548	28	28,1833
	Insgesamt	163,513	147	38,8644

Tab. 9: Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig links

Der Altersverlauf der von Männern und Frauen in den verschiedenen Altersgruppen durchschnittlich erreichten Maximalkraftwerte bei dieser Messreihe ist in Abbildung 27 grafisch dargestellt.

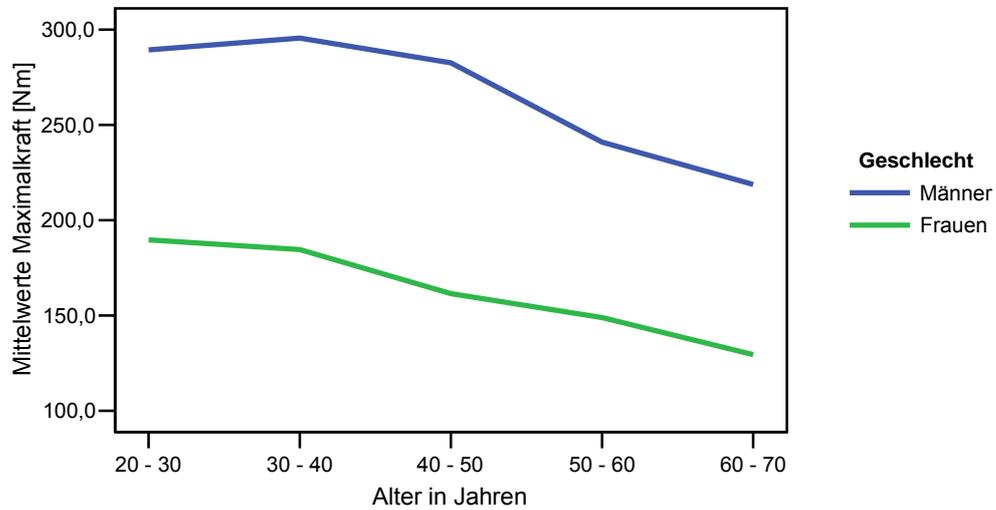


Abb. 27: Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig links im Altersverlauf

4.2.3 Isometrische Maximalkraftmessungen der Handgriffstärke mit dem JAMAR Hydraulic Handdynamometer

4.2.3.1 Messreihe Handgriffstärke der rechten Hand

Bei den Messungen der Griffstärke der rechten Hand lag der mittlere Maximalkraftwert aller männlichen Studienteilnehmer bei $51,46 \text{ kg} \pm 8,95 \text{ kg}$. Die Frauen erreichten hier im Mittel einen Wert von $31,76 \text{ kg} \pm 5,10 \text{ kg}$. Damit erreichten die Frauen bei dieser Messreihe durchschnittlich 61,72% der Kraftwerte der Männer (s. Abb. 28 und 29). Tabelle 10 gibt einen Überblick über die altersmäßige Verteilung der Griffstärke der rechten Hand von Männern und Frauen.

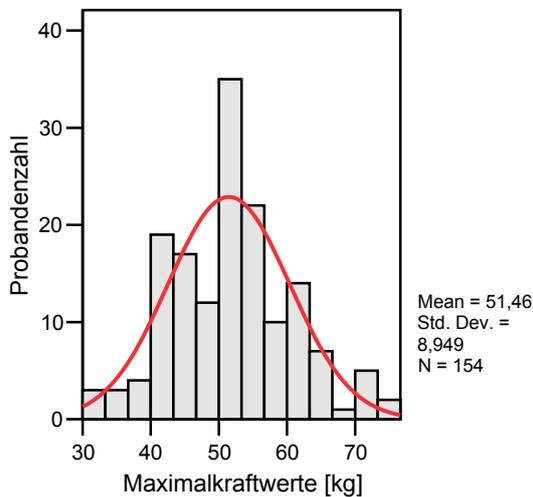


Abb. 28: Handgriffstärke rechts - männliches Probandenkollektiv

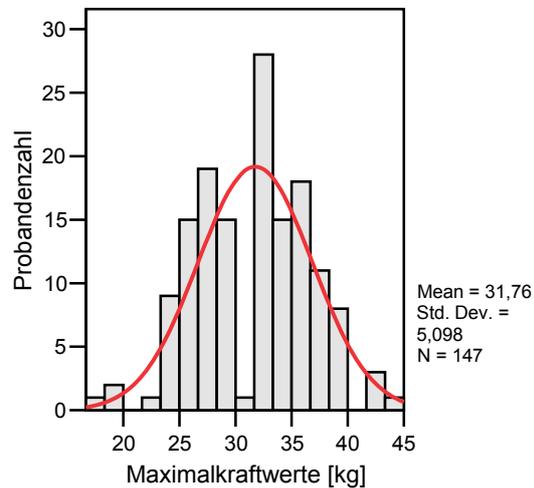


Abb. 29: Handgriffstärke rechts - weibliches Probandenkollektiv

Geschlecht	Alter	MW [kg]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	52,68	37	8,960
	30 - 40	55,53	30	6,522
	40 - 50	54,00	29	9,662
	50 - 60	48,43	28	8,426
	60 - 70	46,27	30	7,865
	Insgesamt	51,46	154	8,949
Frauen	20 - 30	32,76	34	4,942
	30 - 40	34,56	27	4,492
	40 - 50	33,07	27	5,463
	50 - 60	29,94	31	3,872
	60 - 70	28,57	28	4,550
	Insgesamt	31,76	147	5,098

Tab. 10: Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der rechten Hand

In Abbildung 30 ist der Altersverlauf der durchschnittlich erreichten maximalen Handgriffstärke von Männern und Frauen in den einzelnen Altersgruppen dargestellt.

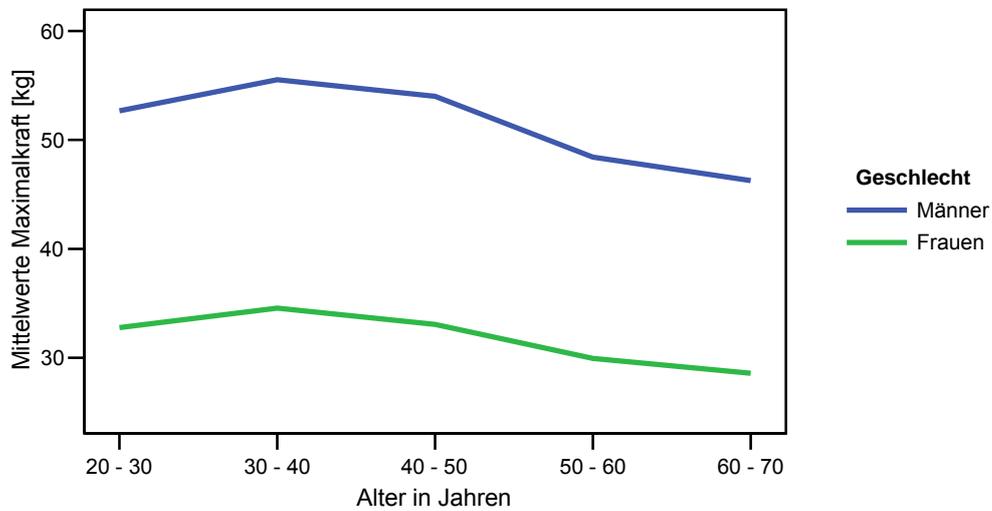


Abb. 30: Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der rechten Hand im Altersverlauf

4.2.3.2 Messreihe Handgriffstärke der linken Hand

Die maximale Handgriffstärke links lag bei den Männern im Durchschnitt bei 49,02 kg ± 8,35 kg. Bei den Frauen bei 29,71 kg ± 5,12 kg und damit bei 60,61 % der Kraftwerte der männlichen Studienteilnehmer (s. Abb. 31 und 32).

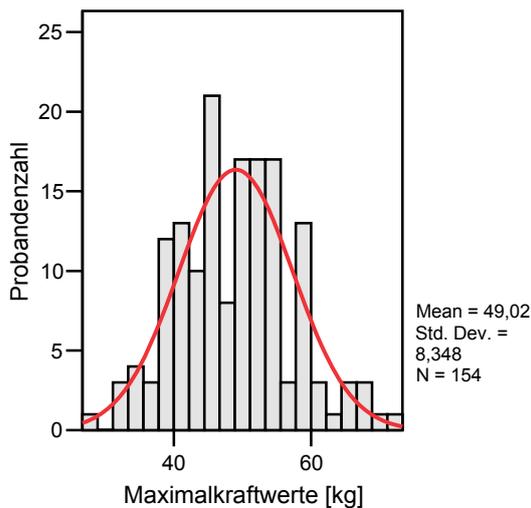


Abb. 31: Handgriffstärke links - männliches Probandenkollektiv

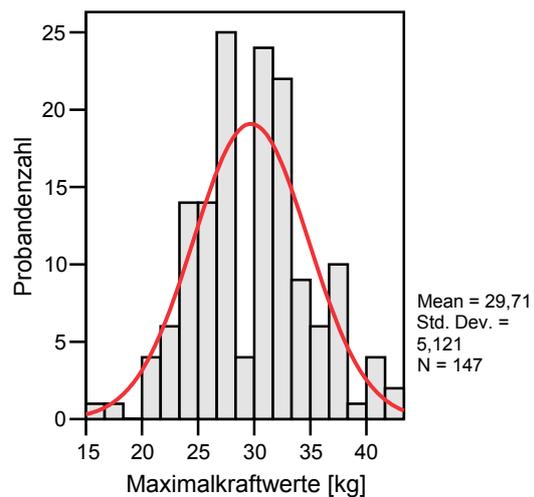


Abb. 32: Handgriffstärke links - weibliches Probandenkollektiv

Tabelle 11 gibt einen Überblick über die altersmäßige Verteilung der Griffstärke der rechten Hand von Männern und Frauen.

Geschlecht	Alter	MW [kg]	n	Std.Abw.
Männer	20 - 30	49,73	37	7,673
	30 - 40	52,80	30	7,581
	40 - 50	52,10	29	8,695
	50 - 60	45,75	28	7,526
	60 - 70	44,43	30	7,375
	Insgesamt	49,02	154	8,348
Frauen	20 - 30	30,71	34	6,003
	30 - 40	31,78	27	3,935
	40 - 50	30,48	27	5,713
	50 - 60	28,06	31	4,016
	60 - 70	27,57	28	4,417
	Insgesamt	29,71	147	5,121

Tab. 11: Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der linken Hand

Den Altersverlauf der maximalen Handgriffstärke der linken Hand bei Männern und Frauen im Vergleich zeigt Abbildung 33.

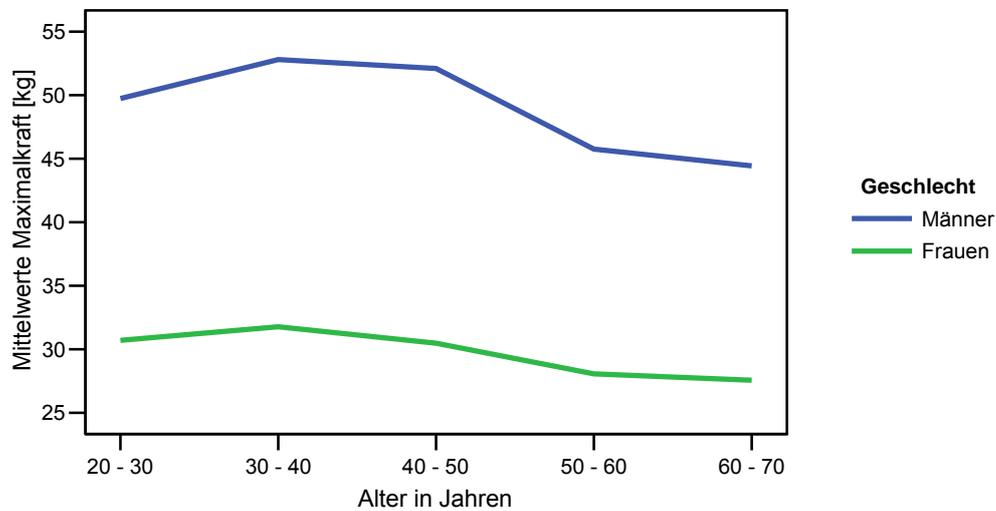


Abb. 33: Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der linken Hand im Altersverlauf

5 Diskussion

Die Zielsetzung dieser prospektiven Pilotstudie bestand in der Erstellung erster repräsentativer Normalwerte für eine neue Methode der Muskelkraftmessung über die Erfassung der maximalen isometrischen Drehmomente.

Die vorliegende Arbeit ist die erste, die bezüglich dieser Methode Vergleichswerte zur Verfügung stellt, durch die man jetzt in der Lage ist, geschlechtsspezifische mittlere Maximalkraftwerte für die gemessenen Muskeleinheiten in den verschiedenen Altersgruppen auch unter Berücksichtigung der Faktoren Körpergröße und Körpergewicht schon im voraus abzuschätzen.

Solche Normalwerte sind hilfreich bei der klinischen Bewertung von Patienten mit den verschiedensten Erkrankungen [26,55,130], die Einfluss auf die muskuläre Maximalkraft nehmen können.

Auch wird im heutigen Gesundheitswesen vermehrt Wert auf einen Nachweis der tatsächlichen Notwendigkeiten und des Nutzens von therapeutischen und rehabilitativen Maßnahmen gelegt. Anhand der erhobenen isometrischen Maximalkraftwerte, die nun auch qualitativ im Vergleich mit den ermittelten Normalwerten beurteilt werden können, ist eine entsprechende Dokumentation als Basis des Nachweises über therapeutische Erfolge möglich.

Grundsätzlich gilt jedoch, dass die Ergebnisse von Muskelkraftmessungen im Allgemeinen immer mit Bedacht interpretiert werden sollten. Denn wenn der Patient oder Proband aus den unterschiedlichsten Gründen, wie z. B. Schmerzen oder fehlender Motivation etc. im Rahmen der Kraftmessung nicht ausreichend mitarbeitet, können die Ergebnisse zu falschen Schlussfolgerungen führen [119].

Auch wurden in der vorliegenden Studie zwar anthropometrische Daten wie Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht der Probanden erfasst, jedoch wurden keine qualitativen bzw. quantitativen Parameter für die normalen Aktivitäten des täglichen Lebens, wie die Arbeitssituation, ausgeübte Sportarten und ähnliches bestimmt. Demnach können sich bei den einzelnen Individuen die jeweiligen Schwellenwerte hin zu pathologischer Muskelschwäche auch geringfügig unterscheiden. Muskelkraftwerte, die bei einem körperlich schwer arbeitenden Handwerker eventuell schon als pathologisch zu werten wären, könnten bei bspw. einem Angestellten mit sitzender Tätigkeit noch als normal angesehen werden.

Besonderes Augenmerk gilt in diesem Teil der Arbeit den altersspezifischen Veränderungen von Muskelkraft.

Detaillierte Untersuchungen der geschlechtsspezifischen Unterschiede, sowie des Einflusses der verschiedenen erfassten anthropometrischen Faktoren (Körpergröße, Körpergewicht, BMI) und die Korrelation der unterschiedlichen angewandten Messmethoden sind Gegenstand weiterer Arbeiten im Rahmen dieser Studie und werden dort gesondert behandelt.

Grundsätzlich ist bei jeder Form von Muskelkraftmessung zu berücksichtigen, dass es auch bei eingelenkigen Messungen immer zu einer Mitaktivierung von Synergisten und Antagonisten kommt. Eine vollkommene Isolierung nur eines Muskels ist bei Kraftmessungen am lebenden Objekt nicht möglich, da immer eine Vielzahl von Muskeln auf ein Gelenk einwirkt und Synergisten wie Antagonisten gleichermaßen bei den jeweiligen Bewegungen mitkontrahieren und der Gelenkstabilisation dienen. Der Einfluss kraftverstärkender Hilfsmuskulatur sollte jedoch durch entsprechende Fixierung des Probanden und Auswahl einer geeigneten Messposition minimiert werden. Dieser Tatsache wurde durch Berücksichtigung biomechanischer und anatomischer Faktoren bei der Auswahl der jeweiligen Messpositionierung Rechnung getragen. Aus diesem Grund wurde bei dieser Studie bewusst auf die Kraftmessung einzelner Muskeln verzichtet und stattdessen die Untersuchung der drei Muskeleinheiten Armbeuger, Kniestrecker und Faustschlussmuskulatur gewählt.

Naturgemäß zeigten die Männer in allen Messreihen signifikant höhere Messwerte als die untersuchten Frauen. Dies ist zunächst nicht weiter verwunderlich, da der Anteil der Muskeln am Gesamtkörpergewicht beim Mann durchschnittlich 40 bis 45%, im Extremfall sogar bis 50% des Körpergewichtes beträgt. Bei der Frau hingegen macht der Anteil der Muskulatur am Gesamtkörpergewicht im Mittel lediglich 25 bis 35% aus [52,119]. Somit liegt im weiblichen Organismus eine wesentlich ungünstigere Last-Kraft-Relation vor [27,97,107,112].

Die Frauen erreichten bei den Messungen der Kniestrecker, sowie der Faustschlusskraft durchschnittlich etwas über 60% der Maximalkraftwerte der Männer. Im Bereich der Armbeugemuskulatur war diese Kraftdifferenz noch wesentlich deutlicher ausgeprägt. Hier erreichten die Frauen bei unseren Messungen im Mittel lediglich 52 bis 54% der Kraftwerte der männlichen Studienteilnehmer.

Insgesamt entsprechen unsere Ergebnisse damit den Untersuchungen von Frontera und Stoll [38,52,119].

Die isometrische Maximalkraft der Armbeuge- und Kniestreckmuskulatur nahm bei Männern und Frauen, abgesehen von einigen Schwankungen, im Altersverlauf ab. Dies gilt für die beidseitigen Messungen, wie auch für den isolierten Seitenvergleich.

Die männlichen Studienteilnehmer konnten ihre durchschnittlich erreichten Maximalkraftwerte vom 20. bis etwa 50. Lebensjahr relativ konstant halten. Ab hier folgte dann ein deutlicherer Rückgang der Maximalkraftwerte, der vom 60. bis 70. Lebensjahr wieder etwas moderater ausfiel. Bei den Frauen zeigten sich relativ konstant starke Werte bis zum etwa 40. Lebensjahr. Im weiteren Verlauf verloren sie dann aber bis zum 50. Lebensjahr ebenfalls deutlich um etwa 15% an Maximalkraft. Eine weitere Zeitspanne mit ausgeprägtem Verlust an Maximalkraft (knapp 16%) zeigte sich bei der Altersgruppe der 60 bis 70 jährigen Frauen. Im Seitenvergleich zeigten sich diese Entwicklungen bei Männern und Frauen in fast identisch ausgeprägter Weise.

In einer Arbeit von Larsson et al. [67] wurde gezeigt, dass die isometrische Muskelkraft des M. quadrizeps femoris beim Mann bis in die dritte Lebensdekade hin ansteigt, sich bis in die Mittfünfziger relativ konstant hält und anschließend mit zunehmendem Alter deutlich abfällt. Diesen Verlauf bestätigen unsere Daten in gleicher Weise. Zu einem etwas anderen Ergebnis diesbezüglich kommt eine Arbeit von Borges et al. [12], in der unter anderem 20 bis 70 jährige Männer untersucht wurden, bei denen sich eine deutliche Abnahme der Muskelkraft der Kniestrecker und –beuger vom 20. bis 30. Lebensjahr zeigte. Vom 30. bis 60. Lebensjahr zeigten sich jedoch auch hier relativ konstante Kraftwerte, die anschließend mit zunehmendem Lebensalter deutlich abnahmen. In einer weiteren Arbeit zeigten Asmussen und Heebøll-Nielsen [6], dass sich isometrische Muskelkraft eher konstant vom 20. bis 39. Lebensjahr hält und bereits ab 40 mit zunehmendem Alter abfällt. Jedoch zeigte sich auch hier die Kraftminderung bis zum etwa 60. Lebensjahr eher moderat ausgeprägt, wohingegen danach eine deutlichere Kraftminderung festzustellen war. Insgesamt zeigten die genannten Studien somit alle eine relativ konstante Krafterhaltung bis in den Bereich des 50. bis 60. Lebensjahres. Abweichungen mögen durch die Verwendung unterschiedlicher Messmethoden, die Untersuchung verschiedener Muskelgruppen und unterschiedliche Kriterien in der Probandenauswahl zu erklären sein.

Die ermittelten Maximalkraftwerte waren bei Männern und Frauen praktisch durchgängig rechts höher als links.

Auch bezüglich der Handgriffstärke waren die Männer zu jeder Zeit deutlich stärker als die Frauen. Die Frauen erreichten relativ konstant etwas über 60% der Kraftwerte der Männer.

Im Gegensatz zu den isometrischen Drehmomentmessungen fällt bei den Ergebnissen der Handgriffstärkemessungen auf, dass hier die 30 bis 40 jährigen Frauen rechts wie links stärker waren als die 20 bis 30 Jährigen. Ebenso auffallend ist, dass bei dieser Messreihe bei den Männern auf beiden Seiten, bei den Frauen nur rechts auch die 30 bis 50 jährigen Probandinnen und Probanden stärker waren als die 20 bis 30 jährigen. Im weiteren Verlauf nahmen die Kraftwerte bei Männern und Frauen analog kontinuierlich weiter ab. Einzig am Übergang der Altersgruppen 40. bis 50. und 50. bis 60. Lebensjahr zeigte sich bei Männern und Frauen ein deutlicherer Verlust an Maximalkraft, der bei den Männern mit 10% bis 12% etwas ausgeprägter war als bei den Frauen, die eine Minderung ihrer Maximalkraft um 8% bis knapp 10% aufwiesen. Diese Werte stehen in Einklang mit den Untersuchungen von Kallman et al., in denen gezeigt wurde, dass die Handgriffstärke im Durchschnitt bis in die vierte Lebensdekade ansteigt und dann kontinuierlich abnimmt [57].

Im Seitenvergleich war bei Männern und Frauen in allen Altersgruppen die rechte Seite durchschnittlich stärker als die linke. Diese Seitendifferenz war bei den Frauen mit um knapp 6,5% stärkeren Werten der rechten Seite etwas ausgeprägter als bei den Männern, deren Handgriffstärke rechts um knapp 5% größer war als links.

Die geschlechtsspezifischen Unterschiede bezüglich der muskulären Maximalkraft liegen neben dem unterschiedlichen Muskel-Gesamtkörpergewichtverhältnis vor allem auch in der unterschiedlichen Größe der einzelnen Muskelfasern begründet. Die durchschnittliche Querschnittsfläche der einzelnen Muskelfasern beträgt bei den Frauen nur etwa 75% der Faserfläche der Männer [25].

Die Zahl der einzelnen Muskelfasern eines Muskels ist bei Männern und Frauen in etwa identisch. Demnach findet sich auch bei weitem kein so ausgeprägter Kräfteunterschied zwischen Männern und Frauen, wenn man die gemessene Kraft im entsprechenden Verhältnis zur Querschnittsfläche des jeweiligen Muskels betrachtet [105]. Ebenso konnte in den Arbeiten von Cuddigan und Rice et al. [27,97] gezeigt werden, dass sich die Unterschiede bezüglich Muskelkraft der oberen und unteren Extremität zwischen Männern und Frauen deutlicher angleichen, wenn die erreichten Kraftwerte pro Kilogramm Körpergewicht betrachtet werden. Unsere Ergebnisse bestätigen dies weitgehend. Die durchschnittlich von den Frauen erreichten Maximalkraftwerte entsprechen in etwa 55 bis knapp 65% der von den Männern erreichten Kraftwerte, während das Körpergewicht der Frauen etwa 65 bis 75% des Gewichts der Männer ausmacht.

Praktisch durchgängig waren die Muskelkraftwerte der rechten Körperhälfte stärker, als die der linken Seite. Einzige Ausnahme waren die Messungen der Kniestrecker und

Armbeuger bei den 40 bis 50 jährigen Frauen. Hier waren die Messergebnisse der linken Seite jeweils minimal stärker als die der rechten Körperhälfte, ohne dass sich hierfür ein hinreichend erklärbarer Hintergrund fand.

Diese Kräfteunterschiede der rechten und linken Extremität scheinen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Stoll et al. [120], obwohl statistisch sicherlich signifikant, insgesamt doch zu gering ausgeprägt, um von klinischer Relevanz zu sein.

Klinisch relevante Kraftunterschiede fanden sich, entsprechend den Ergebnissen von Stoll et al und Andrews et al. [3,119], wie anfänglich bereits erwähnt bezüglich den Maximalkraftwerten der oberen und unteren Extremitäten.

Des Weiteren zeigen die erhobenen Daten die zu erwartende Abnahme von Muskelkraft mit zunehmendem Alter [6,9,67,120]. Dieser age effect beruht nach Frontera und Hughes, sowie der Arbeit von Kirkendall [38,60] auf einem quantitativen Verlust an kontraktilem Protein (Verlust an Muskelfasern aufgrund muskulärer und /oder neuraler Veränderungen), einer Abnahme der Fähigkeit des Skelettmuskels Spannung zu erzeugen aufgrund von Veränderungen der Faserlänge oder der Faserausrichtung und auf der Kapazitätsabnahme des Zentralnervensystems andere motorische Einheiten zu aktivieren, bzw. aus einer Kombination dieser Mechanismen. Auch der Einfluss der Menopause der Frau auf die Entwicklung der Muskelkraft und die Frage „gibt es auch ein Klimakterium des Mannes?“ wurden in diesem Zusammenhang anfang der 60er Jahre diskutiert [61].

Die Ergebnisse von Frontera und Hughes [38] legten nahe, dass ein bedeutender Teil der altersbedingten Abnahme an Muskelkraft in der Verringerung von Muskelmasse zu sehen ist. Grimby und Saltin [47] vermuteten als Ursache für den deutlichen Verlust an Muskelkraft bei älteren Menschen in erster Linie quantitative und nicht qualitative Veränderungen, die letztlich aus dem Verlust an einzelnen Muskelfasern resultieren und nicht primär in einer Volumenreduktion der einzelnen Muskelfasern. Diese Theorie konnte später in einer Arbeit von Lexell et al. [72] bestätigt werden. Im Rahmen von Autopsien wurde die Zahl der einzelnen Muskelfasern im M. vastus lateralis bestimmt. Hier konnte eine durchschnittliche Verringerung der Muskelfläche von etwa 40% und eine mittlere Abnahme der Zahl an Muskelfasern um etwa 39% vom 20. bis hin zum 80. Lebensjahr nachgewiesen werden.

Hier konnte auch gezeigt werden, dass die Altershypotrophie im Vastus lateralis bereits um das 25. Lebensjahr beginnt und bis zum 50. Lebensjahr rapide zunimmt. Die Untersuchung der Muskelfaserfläche ergab bei den 50 jährigen im Vergleich zu den 25jährigen bereits eine Verringerung um 10%. Im Vergleich dazu betrug die Abnahme der Muskelfaserfläche bei den 80 jährigen sogar schon rund die Hälfte. Daß diese

Ergebnisse nicht auf alle Muskeln des menschlichen Körpers übertragbar sind zeigte eine andere Studie aus Schweden [117]. Hier kam man zu dem Ergebnis, dass sich bis zum 70. Lebensjahr lediglich geringgradige Veränderungen bezüglich des Muskelvolumens einstellten. Generell kann man wohl davon ausgehen, dass sich das Ausmaß der altersbedingten Muskelatrophie von Muskel zu Muskel unterscheidet. Einige Untersuchungen konnten einen deutlicher ausgeprägten Verlust an Muskelmasse bei Männern als bei Frauen in hohem Alter zeigen [117], wohingegen andere Studien die Muskelhypotrophie bei Frauen nach der Menopause gegenüber der bei den Männern als deutlicher ausgeprägt einstufen [56].

Grundsätzlich muss hier jedoch berücksichtigt werden, dass das Altern unterschiedlichen Einfluss auf die verschiedenen Muskelfasertypen nimmt. Die langsam kontrahierende Typ I Faser ist kurz und kann lediglich eine geringe Spannung aufbauen. Sie ist jedoch äußerst ausdauernd, da Typ I Fasern zahlreiche große Mitochondrien mit den Enzymen des Zitratzyklus enthalten. Desweiteren können die Typ I Fasern effektiv Fettsäuren verstoffwechseln. Die schnell kontrahierenden IIB Fasern können eine wesentlich höhere Spannung aufbauen, ermüden jedoch vergleichsweise rasch. Die IIA Fasern sind bezüglich Form und Funktion Intermediärfasern mit dem Potential, sich in die eine oder andere Richtung zu differenzieren.

Die Typ I Fasern werden vom Alterungsprozess nur unwesentlich beeinflusst. Zahlreiche Studien konnten keine signifikanten Veränderungen mit zunehmendem Alter in der Gesamtquerschnittsfläche von Typ I Muskelfasern nachweisen [45,46,68,72]. Dagegen scheinen die Typ II Fasern im Wesentlichen für die altersbedingte Abnahme der Muskelquerschnittsfläche verantwortlich zu sein. In Biopsiestudien konnten hier Rückgänge des Muskelquerschnitts von 15 bis 25% für die Typen IIA und IIB nachgewiesen werden [21]. In der zuvor bereits erwähnten Studie von Lexell et al. [72] konnte ferner auch eine Volumenabnahme der Typ II Fasern vom 20. bis 80. Lebensjahr um 26% nachgewiesen werden, sodass ein nicht unbedeutender Teil der altersbedingten Reduktion an Muskelmasse neben der Verminderung der Faserzahl auch in der Größenabnahme der Typ II Muskelfasern zu sehen ist.

In neueren Untersuchungen wird derzeit auch eine Abnahme der Myosinkonzentration im Skelettmuskel mit fortschreitendem Alter als eine weitere Ursache des Kraftverlustes im Alter in Erwägung gezogen [28].

Ebenso zu diskutieren sind in diesem Zusammenhang die Veränderungen auf neuronaler Ebene mit zunehmendem Lebensalter. Es gibt hinreichend Hinweise darauf, dass es mit zunehmendem Alter zu einer Beeinträchtigung der neuronalen

Signalübermittlung kommt [125]. Auswertungen von elektromyografischen Untersuchungen konnten zeigen, dass es zu einer altersbedingten Abnahme an funktionierenden motorischen Einheiten kommt [13,15].

In den Untersuchungen von Stalberg und Fawcett [115] zeigten Muskelquerschnitte älterer Personen eine wesentlich höhere Dichte an motorischen Einheiten, als die jüngerer Vergleichspersonen. Es gelang nachzuweisen, dass eine Denervation von Muskelfasern, speziell der Typ II Fasern, eine weitere Ursache für den Rückgang der Muskelmasse mit zunehmendem Alter darstellt. Denn durch die Denervation fehlt der trophische Stimulus auf die Muskelfasern, was letztendlich zur Atrophie führt. Um den Verlust an Muskelfasern möglichst gering zu halten, bildet der menschliche Körper Kollateralen zwischen den Typ I Motoneuronen und einigen der denervierten Typ II Fasern aus. Somit ist die Muskelmasse beim alten Menschen geringer, es herrscht ein höherer Gehalt an Typ I Fasern vor und der Muskel ist aufgrund der geringeren Dichte an Typ II Fasern schwächer.

Weitere Veränderungen, die sich mit zunehmendem Alter einstellen und einen negativen Einfluss auf die Muskelkraft haben spielen sich auf metabolischer Ebene ab. Die Ausdauerleistung des Menschen, gemessen am maximalen Sauerstoffverbrauch, sinkt mit zunehmendem Alter um etwa 10% pro Dekade [50,98]. Ein Teil dieses Leistungsrückganges ist auch hier durch das periphere Muskelgewebe bedingt. Bezüglich der Enzymaktivität des anaeroben Energiestoffwechsels konnten mehrere Studien, wenn überhaupt, nur geringe Veränderungen in der Enzymaktivität im Vergleich mit jüngeren Vergleichspersonen feststellen [4,21,46]. Zwar hatten frühere Arbeiten gezeigt, dass der Alterungsprozess auf die Enzymaktivität des aeroben Energiestoffwechsels nur geringen Einfluss nimmt [46,68,83], jedoch konnte inzwischen nachgewiesen werden, dass manche Enzyme des aeroben Energiestoffwechsels im Alter um bis zu 25% erniedrigt sind [21,33].

Auch auf hormoneller Ebene spielen sich im Laufe des Lebens Veränderungen ab, die im Alter einen negativen Einfluss auf die Muskelkraft haben. Vergleicht man hierbei die Entwicklungsverläufe für Muskelkraft bei Mann und Frau, so fällt eine deutlich unterschiedliche Ausprägung dieser Veränderungen auf. Wie auch die Ergebnisse unserer Daten zeigen, kann man bei den Frauen im Gegensatz zu den Männern ein durch etwa 15% Kraftverlust gekennzeichnetes Intervall um den Zeitpunkt des Eintretens der Menopause beobachten [57,91,103]. Dieser deutliche Kraftverlust mit Einsetzen des Klimakteriums legt natürlich einen Zusammenhang mit den veränderten Hormonkonzentrationen im Rahmen der Menopause nahe [17]. Die hervorstechendsten Veränderungen sind hier eine Abnahme der Produktion von Östrogen, Progesteron und anderen Hormonen des Ovars. Als Folge der erniedrigten

Östrogenspiegel ist die Freisetzung der Gonadotropine luteinisierendes Hormon (LH) und Follikel stimulierendes Hormon (FSH) erhöht [134]. In mehreren Studien konnte der positive Effekt von Östrogenen auf die Muskelkraft gezeigt werden. So kann die maximale Muskelkraft im mittleren Teil des weiblichen Zyklus, in dem der Östrogenspiegel am höchsten ist um 10% bis 11% zunehmen [92,104].

Andere endokrine Systeme, die altersabhängige Veränderungen zeigen, sind die Hormonachse des growth hormone (GH) und insuline-like growth factor-1 (IGF-1), sowie die Veränderungen im Bereich der Konzentrationen des freien Dehydroepiandrosterons (DHEA). Im Gegensatz zu den relativ abrupt einsetzenden Veränderungen im Bereich der Hormonkonzentration im Rahmen der Menopause sind hier die Veränderungen eher stetig linear ausgeprägt [23,95].

Die kontinuierliche Abnahme der Sexualhormone Testosteron und Dehydroepiandrosteronsulfat (DHEA-S) in Verbindung mit dem Altern des Mannes steht heutzutage außer Zweifel [40,41]. Testosteron ist in der Muskulatur das entscheidende Androgen und führt dort über direkte Rezeptorwirkung und über die Hypertrophie der einzelnen Muskelfibrillen zu einer Zunahme der Gesamtmuskelmasse.

Die zu beobachtenden Veränderungen im Hormonhaushalt des Mannes unterscheiden sich jedoch, wie oben bereits erwähnt, von denen der Frau in ihrem langsamen, stetigen Verlauf. Man findet bei gesunden, unter 40jährigen Männern höchstens 1% im hypogonadalen Bereich. Bei einer Population über 60 Jahren finden sich bereits 20% im Bereich der untersten Grenze des jungen Mannes. Speziell freies Testosteron, dem die biologisch wichtigste Rolle zugeschrieben wird, halbiert seinen Wert zwischen dem 25. und 75. Lebensjahr, während das Gesamttestosteron bis zum 55. Lebensjahr relativ stabil bleibt. Auch die zirkadiane Rhythmik der Testosteronkonzentrationen verflacht sich mit zunehmendem Alter [40].

Ein weiterer, den Alterungsprozess entscheidend beeinflussender Faktor scheinen nach einer neueren Studie von Kujoth et al die mit fortschreitendem Alter vermehrt auftretenden Mutationen im Bereich der mitochondrialen DNA zu sein. Im Tierversuchsmodell an Mäusen konnte gezeigt werden, dass die geklonte Mausvariante, der die Fähigkeit des Reparaturmechanismus der mitochondrialen DNA Polymerase γ genommen worden war, gegenüber dem Wildtyp deutlich vermehrt Mutationen der mitochondrialen DNA aufwies und Zeichen eines beschleunigten Alterungsprozesses zeigte [66]. Die Tatsache, dass Mutationen der mtDNA mit fortschreitendem Alter gehäuft auftreten, ist nicht neu und wurde bereits in den neunziger Jahren beschrieben [24,59,71,81]. Der kausale Zusammenhang dieser Mutationen mit dem Alterungsprozess beim Säugetier wurde jedoch erst durch eine

Arbeit von Trifunovic et al. Aus dem Jahre 2004 untermauert [124], in der beschrieben wurde, dass Mäuse mit unterschiedlichen Mutationen der mtDNA auch unterschiedliche Alterungszeichen zeigten. In der aktuellen Studie von Kujoth et al. [66] zeigten die mit der Mutation versehenen Mäuse eine mittlere Überlebenszeit von 416 Tagen gegenüber dem Wildtyp mit > 850 Tagen ($p < 0,0001$) und weitere offenkundig alterungsbedingte Merkmale von der Thymusinvolution und testikulärer Atrophie bis zur Abnahme an Körpergewicht, Knochensubstanz und Muskelmasse. Im Alter von drei Monaten hatten sie noch annähernd das gleiche Muskelgewicht. Bereits mit neun Monaten aber zeigte sich bei der Mutante eine signifikante Abnahme des Gewichts von *M. gastrocnemius* ($p < 0,002 \approx 10\%$) und *M. quadriceps* ($p < 0,005 \approx 10\%$). Demnach ist davon auszugehen, dass die im Alter vermehrt auftretenden Mutationen im Bereich der mitochondrialen DNA einen Anteil an der altersabhängig auftretenden Sarkopenie haben.

Zuletzt bleibt festzuhalten, dass neben allen altersbedingten Veränderungen in der menschlichen Skelettmuskulatur auf hormoneller, zellulärer, molekularer und metabolischer Ebene ein Großteil der Abnahme an muskulärer Kapazität durch sich verringernde körperliche Aktivität bedingt ist und demnach auch nicht unausweichlich eintreten muss. Eine Vielzahl dieser Veränderungen lässt sich durch Training minimieren, da auch der alternde Muskel auf regelmäßiges Training in ähnlicher Weise anspricht, wie der eines jüngeren Menschen [60]. Man kann somit spekulieren, dass körperliche Aktivität ein Leben lang in Bezug auf die Erhaltung der strukturellen und funktionellen Eigenschaften des menschlichen Skelettmuskels der entscheidende Faktor ist.

Die Erfassung von Muskelkraft und ihrer Veränderung im Laufe der Zeit ist hilfreich und notwendig für die Untersuchung der unterschiedlichsten Ursachen für den Verlust an Muskelkraft. Die erhobenen Daten werden häufig verwendet, um die Notwendigkeit und den Erfolg verschiedener Therapien zu dokumentieren.

Zukünftige Untersuchungen sollten neben der Erweiterung der Ergebnisse um weitere Muskelgruppen auch nach klinisch relevanten Grenzbereichen suchen, die den Einsatz spezifischer präventiver Interventionen, wie beispielsweise Trainingsprogramme oder die Verordnung technischer Hilfsmittel notwendig machen, um eine möglichst lange Mobilität und somit auch Selbständigkeit zu gewährleisten.

6 Zusammenfassung

Quantitative, EDV-gestützte Muskelkraftmessungen gewinnen sowohl im klinischen Alltag, als auch im Bereich des Leistungssports zunehmend an Bedeutung. Insbesondere zur Erfassung des Ausmaßes und der Verteilung von Muskelkraft bzw. Muskelschwäche, zur Beurteilung des Erkrankungsverlaufes und zur Evaluierung des Therapie- bzw. Trainingserfolges finden diese Systeme ihre Anwendung.

Bislang hat sich jedoch keine einheitliche Methode zur Muskelkraftmessung durchsetzen können. Die isometrische Muskelkraftmessung über die Erfassung der maximalen Drehmomente stellt eine Methode dar, die einheitlich einsetzbar wäre und somit einen großen Schritt hin zur Vereinheitlichung von Kraftmessungen darstellen könnte.

Die Zielsetzung dieser prospektiven Pilotstudie bestand in der Erstellung erster repräsentativer Normalwerte für dieses Muskelkraftmessverfahren.

Die vorliegende Arbeit ist, unserer Kenntnis nach, die erste, die repräsentative Vergleichswerte zur Verfügung stellt, anhand derer geschlechtsspezifische mittlere Maximalkraftwerte für die untersuchten Muskelgruppen unter Berücksichtigung der Faktoren Körpergröße und Körpergewicht im Voraus abgeschätzt werden können.

Bei insgesamt 301 gesunden Männern und Frauen im Alter von 20 bis 70 Jahren wurden Maximalkraftmessungen der Armbeuger und Kniestrecker mit dem M3 DIAGNOS+ System der Firma Schnell Trainingsgeräte GmbH durchgeführt. Zusätzlich wurde die maximale Handgriffstärke mit dem Jamar Hydraulic Handdynamometer gemessen, um den Vergleich mit einem etablierten Messverfahren führen zu können. Die Probanden wurden hierfür nach Geschlecht getrennt und in Altersdekaden aufgeteilt.

In diesem Teil der Arbeit stand die Interpretation der altersbedingten Veränderungen der Maximalkraft im Vordergrund. Detaillierte Untersuchungen der geschlechtsspezifischen Unterschiede, sowie des Einflusses der verschiedenen erfassten anthropometrischen Faktoren (Körpergröße, Körpergewicht, BMI) und die Korrelation der unterschiedlichen angewandten Messmethoden sind Gegenstand weiterer Arbeiten im Rahmen dieser Studie und werden dort gesondert behandelt.

Die Männer zeigten in allen Messreihen signifikant höhere Messwerte als die Frauen. Bei den Armbeugern erreichten die Frauen etwa 52% bis 54%, bei den Messungen der Kniestrecker und der Handgriffstärke gut 60% der Maximalkraft des männlichen

Kollektivs. Die ermittelten Maximalkraftwerte waren bei Männern und Frauen praktisch durchgängig rechts höher als links.

Die männlichen Studienteilnehmer konnten ihre durchschnittlich erreichten Maximalkraftwerte vom 20. bis 50. Lebensjahr relativ konstant halten. Etwa ab dem 50. Lebensjahr folgte dann ein deutlicherer Rückgang der Maximalkraftwerte, der vom 60. bis 70. Lebensjahr wieder etwas moderater ausfiel.

Die Frauen zeigten bis etwa zum 40. Lebensjahr relativ konstant starke Werte, verloren dann aber bis zum 50. Lebensjahr wieder deutlich an Maximalkraft. Eine weitere Zeitspanne mit ausgeprägtem Verlust an Maximalkraft zeigte sich bei der Altersgruppe der 60 bis 70 jährigen Frauen. Im Seitenvergleich zeigten sich diese Entwicklungen in fast identisch ausgeprägter Weise.

Während die Männer mit zunehmendem Alter zwischen 14% und 15% ihrer Maximalkraft bei der Armbeugemuskelatur und 25% bis 28% bei den Kniestreckern einbüßten, fiel der prozentuale Kraftverlust bei den Frauen mit 8% bis 11% bei den Armbeugern weniger deutlich aus, während er bei den Kniestreckern mit 31% bis 32% deutlich stärker ausgeprägt war als bei den Männern.

Bei den Messungen der Handgriffstärke zeigten die Altersgruppen der etwa 30 bis 50 jährigen Männer und Frauen die höchsten Maximalkraftwerte. Auch hier war die rechte Seite stärker als die linke.

Anhand der erhobenen isometrischen Maximalkraftwerte kann nun auch ein qualitativer Vergleich mit den ermittelten Messwerten gezogen werden. Grundsätzlich gilt jedoch, dass die Ergebnisse von Muskelkraftmessungen mit Bedacht interpretiert werden sollten, da verschiedenste äußere Einflussfaktoren, wie z. B. Schmerzen oder fehlende Motivation die Ergebnisse verfälschen können.

Auch wurden in der vorliegenden Studie zwar anthropometrische Daten wie Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht der Probanden erfasst, jedoch wurden keine qualitativen bzw. quantitativen Parameter für die normalen Aktivitäten des täglichen Lebens bestimmt. Demnach können sich bei den einzelnen Individuen die jeweiligen Schwellenwerte hin zu pathologischer Muskelschwäche auch unterscheiden.

Insbesondere bleibt auch festzuhalten, dass neben allen altersbedingten Veränderungen der menschlichen Skelettmuskulatur auf hormoneller, zellulärer, molekularer und metabolischer Ebene ein Großteil der Abnahme an muskulärer Kapazität durch sich verringernde körperliche Aktivität bedingt ist. Eine Vielzahl dieser Veränderungen lässt sich durch Training minimieren, da auch der alternde Muskel auf regelmäßiges Training in ähnlicher Weise anspricht, wie der eines jüngeren Menschen.

Es ist somit davon auszugehen, dass körperliche Aktivität in Bezug auf die Erhaltung der strukturellen und funktionellen Eigenschaften des menschlichen Skelettmuskels einer der entscheidenden Faktoren ist.

Zukünftige Untersuchungen können, neben der Erweiterung der Ergebnisse um andere Muskelgruppen auch nach klinisch relevanten Grenzbereichen suchen, die den Einsatz spezifischer, präventiver Interventionen wie Trainingsprogrammen oder die Verordnung technischer Hilfsmittel notwendig machen, um eine möglichst lange Mobilität zu gewährleisten.

7 Literaturverzeichnis

- [1] A comparison of muscle strength testing techniques in amyotrophic lateral sclerosis, *Neurology*, 61 (2003) 1503-7.
- [2] Andersen, L.L., Andersen, J.L., Magnusson, S.P., Suetta, C., Madsen, J.L., Christensen, L.R. and Aagaard, P., Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining, *J Appl Physiol* (2005).
- [3] Andrews, A.W., Thomas, M.W. and Bohannon, R.W., Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers, *Phys Ther*, 76 (1996) 248-59.
- [4] Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G.B. and Grimby, G., Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: a follow-up study, *Muscle Nerve*, 9 (1986) 585-91.
- [5] Arnardottir, S., Borg, K. and Ansved, T., Sporadic inclusion body myositis: morphology, regeneration, and cytoskeletal structure of muscle fibres, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 75 (2004) 917-20.
- [6] Asmussen, E., Heeboll-Nielsen, K., Isometric muscle strength in relation to age in men and women, *Ergonomics*, 5 (1962) 167-9.
- [7] Bazzucchi, I., Felici, F., Macaluso, A. and De, V.G., Differences between young and older women in maximal force, force fluctuations, and surface EMG during isometric knee extension and elbow flexion, *Muscle Nerve*, 30 (2004) 626.
- [8] Bembien, M.G., Age-related alterations in muscular endurance, *Sports Med.*, 25 (1998) 259.
- [9] Bembien, M.G., Massey, B.H., Bembien, D.A., Misner, J.E. and Boileau, R.A., Isometric muscle force production as a function of age in healthy 20- to 74-year-old men, *Med.Sci.Sports Exerc.*, 23 (1991) 1302.
- [10] Benninghoff, A., Drenckhahn, D. (Hrsg.), Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie. Band 1: Zelle, Gewebe, Entwicklung, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem, 16. Aufl. 2002 (2002) 968 S.
- [11] Biedert, R.M. and Bachmann, M., [Women's soccer Injuries, risks, and prevention.], *Orthopade* (2005).

- [12] Borges, O., Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70, *Scand J Rehabil Med*, 21 (1989) 45-53.
- [13] Brown, W.F., A method for estimating the number of motor units in thenar muscles and the changes in motor unit count with ageing, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 35 (1972) 845-52.
- [14] Calsbeek, D.J., Thompson, T.L., Dahl, J.A., Stob, N.R., Brozinick, J.T., Jr., Hill, J.O. and Hickey, M.S., Metabolic and anthropometric factors related to skeletal muscle UCP3 gene expression in healthy human adults, *Am J Physiol Endocrinol Metab*, 283 (2002) E631-7.
- [15] Campbell, M.J., McComas, A.J. and Petito, F., Physiological changes in ageing muscles, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 36 (1973) 174-82.
- [16] Campos, G.E., Luecke, T.J., Wendeln, H.K., Toma, K., Hagerman, F.C., Murray, T.F., Ragg, K.E., Ratamess, N.A., Kraemer, W.J. and Staron, R.S., Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones, *Eur J Appl Physiol*, 88 (2002) 50-60.
- [17] Carville, S.F., Rutherford, O.M. and Newham, D.J., Power output, isometric strength and steadiness in the leg muscles of pre- and postmenopausal women; the effects of hormone replacement therapy, *Eur J Appl Physiol*, 96 (2006) 292-298.
- [18] Chalmers, G., Re-examination of the possible role of Golgi tendon organ and muscle spindle reflexes in proprioceptive neuromuscular facilitation muscle stretching, *Sports Biomech*, 3 (2004) 159-83.
- [19] Christensen, F.B., Lumbar spinal fusion. Outcome in relation to surgical methods, choice of implant and postoperative rehabilitation, *Acta Orthop Scand Suppl*, 75 (2004) 2-43.
- [20] Clyne, N., The importance of exercise training in predialysis patients with chronic kidney disease, *Clin Nephrol*, 61 Suppl 1 (2004) S10-3.
- [21] Coggan, A.R., Spina, R.J., Rogers, M.A., King, D.S., Brown, M., Nemeth, P.M. and Holloszy, J.O., Histochemical and enzymatic characteristics of skeletal muscle in master athletes, *J Appl Physiol*, 68 (1990) 1896-901.
- [22] Colombo, R., Mazzini, L., Mora, G., Parenzan, R., Creola, G., Pirali, I. and Minuco, G., Measurement of isometric muscle strength: a reproducibility study of maximal voluntary contraction in normal subjects and amyotrophic lateral sclerosis patients, *Med Eng Phys*, 22 (2000) 167-74.
- [23] Corpas, E., Harman, S.M. and Blackman, M.R., Human growth hormone and human aging, *Endocr Rev*, 14 (1993) 20-39.

- [24] Corral-Debrinski, M., Horton, T., Lott, M.T., Shoffner, J.M., Beal, M.F. and Wallace, D.C., Mitochondrial DNA deletions in human brain: regional variability and increase with advanced age, *Nat Genet*, 2 (1992) 324-9.
- [25] Costill, D.L., Daniels, J., Evans, W., Fink, W., Krahenbuhl, G. and Saltin, B., Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and female track athletes, *J Appl Physiol*, 40 (1976) 149-54.
- [26] Cronin, J. and Sleivert, G., Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance, *Sports Med*, 35 (2005) 213-34.
- [27] Cuddigan, J.H., Quadriceps femoris strength, *Rheumatol Rehabil*, 12 (1973) 77-83.
- [28] D'Antona, G., Pellegrino, M.A., Adami, R., Rossi, R., Carlizzi, C.N., Canepari, M., Saltin, B. and Bottinelli, R., The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres, *J Physiol*, 552 (2003) 499-511.
- [29] De Serres, S.J. and Enoka, R.M., Older adults can maximally activate the biceps brachii muscle by voluntary command, *J.Appl.Physiol*, 84 (1998) 284.
- [30] Deetjen, P.H., Speckmann, E.-J. (Hrsg.), Hescheler, J. (Hrsg.), Physiologie, (2004, 4. Auflage).
- [31] Dionne, I.J., Kinaman, K.A. and Poehlman, E.T., Sarcopenia and muscle function during menopause and hormone-replacement therapy, *J.Nutr.Health Aging*, 4 (2000) 156.
- [32] Esbjornsson-Liljedahl, M., Sundberg, C.J., Norman, B. and Jansson, E., Metabolic response in type I and type II muscle fibers during a 30-s cycle sprint in men and women, *J Appl Physiol*, 87 (1999) 1326-32.
- [33] Essen-Gustavsson, B. and Borges, O., Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age, *Acta Physiol Scand*, 126 (1986) 107-14.
- [34] Farina, D., Merletti, R., Rainoldi, A., Buonocore, M. and Casale, R., Two methods for the measurement of voluntary contraction torque in the biceps brachii muscle, *Med Eng Phys*, 21 (1999) 533-40.
- [35] Farina, D., Merletti, R., Rainoldi, A., Buonocore, M. and Casale, R., Two methods for the measurement of voluntary contraction torque in the biceps brachii muscle, *Med.Eng Phys.*, 21 (1999) 533.
- [36] Fransen, M., Crosbie, J. and Edmonds, J., Isometric muscle force measurement for clinicians treating patients with osteoarthritis of the knee, *Arthritis Rheum*, 49 (2003) 29-35.

- [37] Frontera, W.R., Hughes, V.A., Fielding, R.A., Fiatarone, M.A., Evans, W.J. and Roubenoff, R., Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study, *J.Appl.Physiol*, 88 (2000) 1321.
- [38] Frontera, W.R., Hughes, V.A., Lutz, K.J. and Evans, W.J., A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women, *J.Appl.Physiol*, 71 (1991) 644.
- [39] Gonsior, B., Physik für Mediziner, Biologen und Pharmazeuten, 2. Auflage, (1994).
- [40] Gooren, L.J., The age-related decline of androgen levels in men: clinically significant? *Br J Urol*, 78 (1996) 763-8.
- [41] Gray, A., Feldman, H.A., McKinlay, J.B. and Longcope, C., Age, disease, and changing sex hormone levels in middle-aged men: results of the Massachusetts Male Aging Study, *J Clin Endocrinol Metab*, 73 (1991) 1016-25.
- [42] Gregory, C.M., Vandenborne, K. and Dudley, G.A., Metabolic enzymes and phenotypic expression among human locomotor muscles, *Muscle Nerve*, 24 (2001) 387-93.
- [43] Gregory, J.E., Wise, A.K., Wood, S.A., Prochazka, A. and Proske, U., Muscle history, fusimotor activity and the human stretch reflex, *J Physiol*, 513 (Pt 3) (1998) 927-34.
- [44] Grifone, R., Laclef, C., Spitz, F., Lopez, S., Demignon, J., Guidotti, J.E., Kawakami, K., Xu, P.X., Kelly, R., Petrof, B.J., Daegelen, D., Concordet, J.P. and Maire, P., Six1 and Eya1 expression can reprogram adult muscle from the slow-twitch phenotype into the fast-twitch phenotype, *Mol Cell Biol*, 24 (2004) 6253-67.
- [45] Grimby, G., Aniansson, A., Zetterberg, C. and Saltin, B., Is there a change in relative muscle fibre composition with age? *Clin Physiol*, 4 (1984) 189-94.
- [46] Grimby, G., Danneskiold-Samsoe, B., Hvid, K. and Saltin, B., Morphology and enzymatic capacity in arm and leg muscles in 78-81 year old men and women, *Acta Physiol Scand*, 115 (1982) 125-34.
- [47] Grimby, G. and Saltin, B., The ageing muscle, *Clin Physiol*, 3 (1983) 209-18.
- [48] Hakkinen, K., Alen, M., Kallinen, M., Newton, R.U. and Kraemer, W.J., Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people, *Eur J Appl Physiol*, 83 (2000) 51-62.
- [49] Harridge, S.D., Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M.A., Reggiani, C., Esbjornsson, M. and Saltin, B., Whole-muscle and single-fibre contractile

- properties and myosin heavy chain isoforms in humans, *Pflugers Arch*, 432 (1996) 913-20.
- [50] Heath, G.W., Hagberg, J.M., Ehsani, A.A. and Holloszy, J.O., A physiological comparison of young and older endurance athletes, *J Appl Physiol*, 51 (1981) 634-40.
- [51] Heinonen, A., Sievanen, H., Viitasalo, J., Pasanen, M., Oja, P. and Vuori, I., Reproducibility of computer measurement of maximal isometric strength and electromyography in sedentary middle-aged women, *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol*, 68 (1994) 310.
- [52] Hollmann, W., Hettinger, Th., *Sportmedizin: Arbeits- u. Trainingsgrundlagen 3.*, durchges. Aufl., Studienausg., (1990).
- [53] Hortobagyi, T., Zheng, D., Weidner, M., Lambert, N.J., Westbrook, S. and Houmard, J.A., The influence of aging on muscle strength and muscle fiber characteristics with special reference to eccentric strength, *J.Gerontol.A Biol.Sci.Med.Sci.*, 50 (1995) B399.
- [54] Humphries, B., Triplett-McBride, T., Newton, R.U., Marshall, S., Bronks, R., McBride, J., Hakkinen, K. and Kraemer, W.J., The relationship between dynamic, isokinetic and isometric strength and bone mineral density in a population of 45 to 65 year old women, *J.Sci.Med.Sport*, 2 (1999) 364.
- [55] Iannaccone, S.T., Outcome measures for pediatric spinal muscular atrophy, *Arch Neurol*, 59 (2002) 1445-50.
- [56] Jones, D.A., Round, J. M., *Skeletal muscle in health and disease. A textbook of muscle physiology*, (1990) 95-96.
- [57] Kallman, D.A., Plato, C.C. and Tobin, J.D., The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives, *J.Gerontol.*, 45 (1990) M82.
- [58] Kent-Braun, J.A. and Ng, A.V., Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men, *J.Appl.Physiol*, 87 (1999) 22.
- [59] Khaidakov, M., Heflich, R.H., Manjanatha, M.G., Myers, M.B. and Aidoo, A., Accumulation of point mutations in mitochondrial DNA of aging mice, *Mutat Res*, 526 (2003) 1-7.
- [60] Kirkendall, D.T. and Garrett, W.E., Jr., The effects of aging and training on skeletal muscle, *Am J Sports Med*, 26 (1998) 598-602.
- [61] Korenchevsky, V., *Physiological and pathological ageing*, (1961) 230-259.
- [62] Kostka, T., [Resistance (strength) training in health promotion and rehabilitation], *Pol Merkuriusz Lek*, 13 (2002) 520-3.

- [63] Kubo, K., Kanehisa, H., Ito, M. and Fukunaga, T., Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo, *J Appl Physiol*, 91 (2001) 26-32.
- [64] Kubo, K., Kanehisa, H., Miyatani, M., Tachi, M. and Fukunaga, T., Effect of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women, *Acta Physiol Scand*, 178 (2003) 25-32.
- [65] Kuh, D., Bassey, E.J., Butterworth, S., Hardy, R. and Wadsworth, M.E., Grip strength, postural control, and functional leg power in a representative cohort of british men and women: associations with physical activity, health status, and socioeconomic conditions, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 60 (2005) 224-31.
- [66] Kujoth, G.C., Hiona, A., Pugh, T.D., Someya, S., Panzer, K., Wohlgemuth, S.E., Hofer, T., Seo, A.Y., Sullivan, R., Jobling, W.A., Morrow, J.D., Van Remmen, H., Sedivy, J.M., Yamasoba, T., Tanokura, M., Weindruch, R., Leeuwenburgh, C. and Prolla, T.A., Mitochondrial DNA mutations, oxidative stress, and apoptosis in mammalian aging, *Science*, 309 (2005) 481-4.
- [67] Larsson, L., Grimby, G. and Karlsson, J., Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology, *J Appl Physiol*, 46 (1979) 451-6.
- [68] Larsson, L. and Karlsson, J., Isometric and dynamic endurance as a function of age and skeletal muscle characteristics, *Acta Physiol Scand*, 104 (1978) 129-36.
- [69] Larsson, L., Li, X. and Frontera, W.R., Effects of aging on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells, *Am.J.Physiol*, 272 (1997) C638.
- [70] Larsson, L. and Moss, R.L., Maximum velocity of shortening in relation to myosin isoform composition in single fibres from human skeletal muscles, *J Physiol*, 472 (1993) 595-614.
- [71] Lee, C.M., Chung, S.S., Kaczkowski, J.M., Weindruch, R. and Aiken, J.M., Multiple mitochondrial DNA deletions associated with age in skeletal muscle of rhesus monkeys, *J Gerontol*, 48 (1993) B201-5.
- [72] Lexell, J., Taylor, C.C. and Sjostrom, M., What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men, *J Neurol Sci*, 84 (1988) 275-94.
- [73] Lindle, R.S., Metter, E.J., Lynch, N.A., Fleg, J.L., Fozard, J.L., Tobin, J., Roy, T.A. and Hurley, B.F., Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr, *J Appl Physiol*, 83 (1997) 1581-7.

- [74] Liu, J.X., Thornell, L.E. and Pedrosa-Domellof, F., Muscle spindles in the deep muscles of the human neck: a morphological and immunocytochemical study, *J Histochem Cytochem*, 51 (2003) 175-86.
- [75] Lue, Y.J., Chang, J.J., Chen, H.M., Lin, R.F. and Chen, S.S., Knee isokinetic strength and body fat analysis in university students, *Kaohsiung J Med Sci*, 16 (2000) 517-24.
- [76] Maffiuletti, N.A., De Col, A., Agosti, F., Ottolini, S., Moro, D., Genchi, M., Massarini, M., Lafortuna, C.L. and Sartorio, A., Effect of a 3-week body mass reduction program on body composition, muscle function and motor performance in pubertal obese boys and girls, *J Endocrinol Invest*, 27 (2004) 813-20.
- [77] Martin, D., Carl, K., Lehnertz, K., Handbuch Trainingslehre 2., unveränd. Aufl., (1993).
- [78] Marx, J.O., Kraemer, W.J., Nindl, B.C. and Larsson, L., Effects of aging on human skeletal muscle myosin heavy-chain mRNA content and protein isoform expression, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 57 (2002) B232-8.
- [79] McLoughlin, D.M., Spargo, E., Wassif, W.S., Newham, D.J., Peters, T.J., Lantos, P.L. and Russell, G.F., Structural and functional changes in skeletal muscle in anorexia nervosa, *Acta Neuropathol.(Berl)*, 95 (1998) 632.
- [80] Meldrum, D., Cahalane, E., Keogan, F. and Hardiman, O., Maximum voluntary isometric contraction: investigation of reliability and learning effect, *Amyotroph Lateral Scler Other Motor Neuron Disord*, 4 (2003) 36-44.
- [81] Melov, S., Hinerfeld, D., Esposito, L. and Wallace, D.C., Multi-organ characterization of mitochondrial genomic rearrangements in ad libitum and caloric restricted mice show striking somatic mitochondrial DNA rearrangements with age, *Nucleic Acids Res*, 25 (1997) 974-82.
- [82] Opdekamp, C. and Sergysels, R., [Respiratory physiotherapy in lung diseases], *Rev Med Brux*, 24 (2003) A231-5.
- [83] Orlander, J. and Aniansson, A., Effect of physical training on skeletal muscle metabolism and ultrastructure in 70 to 75-year-old men, *Acta Physiol Scand*, 109 (1980) 149-54.
- [84] Owino, V., Yang, S.Y. and Goldspink, G., Age-related loss of skeletal muscle function and the inability to express the autocrine form of insulin-like growth factor-1 (MGF) in response to mechanical overload, *FEBS Lett*, 505 (2001) 259-63.

- [85] Palmer, G.S., Borghouts, L.B., Noakes, T.D. and Hawley, J.A., Metabolic and performance responses to constant-load vs. variable-intensity exercise in trained cyclists, *J Appl Physiol*, 87 (1999) 1186-96.
- [86] Pette, D., The adaptive potential of skeletal muscle fibers, *Can J Appl Physiol*, 27 (2002) 423-48.
- [87] Pette, D., Peuker, H. and Staron, R.S., The impact of biochemical methods for single muscle fibre analysis, *Acta Physiol Scand*, 166 (1999) 261-77.
- [88] Pette, D. and Staron, R.S., Cellular and molecular diversities of mammalian skeletal muscle fibers, *Rev Physiol Biochem Pharmacol*, 116 (1990) 1-76.
- [89] Pette, D. and Staron, R.S., Myosin isoforms, muscle fiber types, and transitions, *Microsc Res Tech*, 50 (2000) 500-9.
- [90] Pette, D. and Staron, R.S., Transitions of muscle fiber phenotypic profiles, *Histochem Cell Biol*, 115 (2001) 359-72.
- [91] Phillips, S.K., Rook, K.M., Siddle, N.C., Bruce, S.A. and Woledge, R.C., Muscle weakness in women occurs at an earlier age than in men, but strength is preserved by hormone replacement therapy, *Clin Sci (Lond)*, 84 (1993) 95-8.
- [92] Phillips, S.K., Sanderson, A.G., Birch, K., Bruce, S.A. and Woledge, R.C., Changes in maximal voluntary force of human adductor pollicis muscle during the menstrual cycle, *J Physiol*, 496 (Pt 2) (1996) 551-7.
- [93] Porter, M.M., Vandervoort, A.A. and Lexell, J., Aging of human muscle: structure, function and adaptability, *Scand J Med Sci Sports*, 5 (1995) 129-42.
- [94] Punkt, K., Fibre types in skeletal muscles, *Adv Anat Embryol Cell Biol*, 162 (2002) III-XV, 1-109.
- [95] Ravaglia, G., Forti, P., Maioli, F., Boschi, F., Bernardi, M., Pratelli, L., Pizzoferrato, A. and Gasbarrini, G., The relationship of dehydroepiandrosterone sulfate (DHEAS) to endocrine-metabolic parameters and functional status in the oldest-old. Results from an Italian study on healthy free-living over-ninety-year-olds, *J Clin Endocrinol Metab*, 81 (1996) 1173-8.
- [96] Reeves, N.D., Narici, M.V. and Maganaris, C.N., Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans, *J Appl Physiol*, 96 (2004) 885-92.
- [97] Rice, C.L., Cunningham, D.A., Paterson, D.H. and Rechnitzer, P.A., Strength in an elderly population, *Arch Phys Med Rehabil*, 70 (1989) 391-7.
- [98] Rogers, M.A., Hagberg, J.M., Martin, W.H., 3rd, Ehsani, A.A. and Holloszy, J.O., Decline in VO₂max with aging in master athletes and sedentary men, *J Appl Physiol*, 68 (1990) 2195-9.

- [99] Ross, A. and Leveritt, M., Long-term metabolic and skeletal muscle adaptations to short-sprint training: implications for sprint training and tapering, *Sports Med*, 31 (2001) 1063-82.
- [100] Russell, A.P., Somm, E., Praz, M., Crettenand, A., Hartley, O., Melotti, A., Giacobino, J.P., Muzzin, P., Gobelet, C. and Deriaz, O., UCP3 protein regulation in human skeletal muscle fibre types I, IIa and IIx is dependent on exercise intensity, *J Physiol*, 550 (2003) 855-61.
- [101] Rutherford, O.M., Greig, C.A., Sargeant, A.J. and Jones, D.A., Strength training and power output: transference effects in the human quadriceps muscle, *J.Sports Sci.*, 4 (1986) 101.
- [102] Sahaly, R., Vandewalle, H., Driss, T. and Monod, H., Maximal voluntary force and rate of force development in humans--importance of instruction, *Eur J Appl Physiol*, 85 (2001) 345-50.
- [103] Samson, M.M., Meeuwsen, I.B., Crowe, A., Dessens, J.A., Duursma, S.A. and Verhaar, H.J., Relationships between physical performance measures, age, height and body weight in healthy adults, *Age Ageing*, 29 (2000) 235.
- [104] Sarwar, R., Niclos, B.B. and Rutherford, O.M., Changes in muscle strength, relaxation rate and fatiguability during the human menstrual cycle, *J Physiol*, 493 (Pt 1) (1996) 267-72.
- [105] Schantz, P., Randall-Fox, E., Hutchison, W., Tyden, A. and Astrand, P.O., Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans, *Acta Physiol Scand*, 117 (1983) 219-26.
- [106] Schmidt, R.F., Lang, F., Thews, G. (Hrsg.), *Physiologie des Menschen*, (2005).
- [107] Sepic, S.B., Murray, M.P., Mollinger, L.A., Spurr, G.B. and Gardner, G.M., Strength and range of motion in the ankle in two age groups of men and women, *Am J Phys Med*, 65 (1986) 75-84.
- [108] Slobounov, S., Hallett, M., Stanhope, S. and Shibasaki, H., Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study, *Clin Neurophysiol*, 116 (2005) 315-23.
- [109] Smerdu, V., Karsch-Mizrachi, I., Campione, M., Leinwand, L. and Schiaffino, S., Type IIx myosin heavy chain transcripts are expressed in type IIb fibers of human skeletal muscle, *Am J Physiol*, 267 (1994) C1723-8.
- [110] Soukup, T., Pedrosa-Domellof, F. and Thornell, L.E., Intrafusal fiber type composition of muscle spindles in the first human lumbrical muscle, *Acta Neuropathol (Berl)*, 105 (2003) 18-24.
- [111] Soukup, T. and Thornell, L.E., Unusual intrafusal fibres in human muscle spindles, *Physiol Res*, 48 (1999) 519-23.

- [112] Sperling, L., Evaluation of upper extremity function in 70-year-old men and women, *Scand J Rehabil Med*, 12 (1980) 139-44.
- [113] Stackhouse, S.K., Stevens, J.E., Johnson, C.D., Snyder-Mackler, L. and Binder-Macleod, S.A., Predictability of maximum voluntary isometric knee extension force from submaximal contractions in older adults, *Muscle Nerve*, 27 (2003) 40.
- [114] Stahle, A., [Life-long regular physical exercise is crucial in coronary disease], *Lakartidningen*, 101 (2004) 2988-90.
- [115] Stalberg, E. and Fawcett, P.R., Macro EMG in healthy subjects of different ages, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 45 (1982) 870-8.
- [116] Stampacchia, G., Bradaschia, E. and Rossi, B., Change of stretch reflex threshold in spasticity: effect of botulinum toxin injections, *Arch Ital Biol*, 142 (2004) 265-73.
- [117] Steen, B., Bruce, A., Isaksson, B., Lewin, T. and Svanborg, A., Body composition in 70-year-old males and females in Gothenburg, Sweden. A population study, *Acta Med Scand Suppl*, 611 (1977) 87-112.
- [118] Stoll, T., Bruhlmann, P., Stucki, G., Seifert, B. and Michel, B.A., Muscle strength assessment in polymyositis and dermatomyositis evaluation of the reliability and clinical use of a new, quantitative, easily applicable method, *J Rheumatol*, 22 (1995) 473-7.
- [119] Stoll, T., Huber, E., Seifert, B., Michel, B.A. and Stucki, G., Maximal isometric muscle strength: normative values and gender-specific relation to age, *Clin.Rheumatol.*, 19 (2000) 105.
- [120] Stoll, T., Huber, E., Seifert, B., Michel, B.A. and Stucki, G., Maximal isometric muscle strength: normative values and gender-specific relation to age, *Clin Rheumatol*, 19 (2000) 105-13.
- [121] Swash, M. and de Carvalho, M., The Neurophysiological Index in ALS, *Amyotroph Lateral Scler Other Motor Neuron Disord*, 5 Suppl 1 (2004) 108-10.
- [122] Symons, T.B., Vandervoort, A.A., Rice, C.L., Overend, T.J. and Marsh, G.D., Reliability of a single-session isokinetic and isometric strength measurement protocol in older men, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 60 (2005) 114-9.
- [123] Szentesi, P., Zaremba, R., van Mechelen, W. and Stienen, G.J., ATP utilization for calcium uptake and force production in different types of human skeletal muscle fibres, *J Physiol*, 531 (2001) 393-403.
- [124] Trifunovic, A., Wredenberg, A., Falkenberg, M., Spelbrink, J.N., Rovio, A.T., Bruder, C.E., Bohlooly, Y.M., Gidlof, S., Oldfors, A., Wibom, R., Tornell, J.,

- Jacobs, H.T. and Larsson, N.G., Premature ageing in mice expressing defective mitochondrial DNA polymerase, *Nature*, 429 (2004) 417-23.
- [125] Vandervoort, A.A. and McComas, A.J., Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging, *J Appl Physiol*, 61 (1986) 361-7.
- [126] Verdonck, A., Standardtestverfahren, *I. Froböse & G. Nellesen (Hrsg.), Training in der Therapie* (1998) 129-146.
- [127] Verdonck, A., Wilke, C., Screeningverfahren, *I. Froböse & G. Nellesen (Hrsg.), Training in der Therapie* (1998) 129-146.
- [128] Voerman, G.E., Gregoric, M. and Hermens, H.J., Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex, *Disabil Rehabil*, 27 (2005) 33-68.
- [129] Wakeling, J.M., Motor units are recruited in a task-dependent fashion during locomotion, *J Exp Biol*, 207 (2004) 3883-90.
- [130] Walter, M.C., Reilich, P., Lochmuller, H., Kohnen, R., Schlotter, B., Hautmann, H., Dunkl, E., Pongratz, D. and Muller-Felber, W., Creatine monohydrate in myotonic dystrophy: a double-blind, placebo-controlled clinical study, *J Neurol*, 249 (2002) 1717-22.
- [131] Watanabe, T., Hosaka, Y., Yamamoto, E., Ueda, H., Tangkawattana, P. and Takehana, K., Morphological study of the Golgi tendon organ in equine superficial digital flexor tendon, *Okajimas Folia Anat Jpn*, 81 (2004) 33-7.
- [132] Widrick, J.J., Stelzer, J.E., Shoepe, T.C. and Garner, D.P., Functional properties of human muscle fibers after short-term resistance exercise training, *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 283 (2002) R408-16.
- [133] Willoughby, D.S. and Nelson, M.J., Myosin heavy-chain mRNA expression after a single session of heavy-resistance exercise, *Med Sci Sports Exerc*, 34 (2002) 1262-9.
- [134] Wren, B.G., The Menopause, *In Hacker, N. F., Moore, J. G. editors Essentials of Obstetrics and Gynecology* (1992) 543-50.
- [135] Yarasheski, K.E., Exercise, aging, and muscle protein metabolism, *J.Gerontol.A Biol.Sci.Med.Sci.*, 58 (2003) M918.
- [136] Yokohata, Y., [Rehabilitation for osteoarthritis], *Clin Calcium*, 12 (2002) 117-23.
- [137] Zalaffi, A., Mariottini, A., Carangelo, B., Buric, J., Muzii, V.F., Alexandre, A., Palma, L. and Rovere, A., Wrist median nerve motor conduction after end range repeated flexion and extension passive movements in Carpal Tunnel Syndrome. Pilot study, *Acta Neurochir Suppl*, 92 (2005) 47-52.

8 Anhang

8.1 Abkürzungsverzeichnis

µm	Mikrometer
a	Beschleunigung
Abb.	Abbildung
ATP	Adenosintriphosphat
bds.	Beidseits
BMI	body mass index
bzw.	Beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
d	Weg
EDV	elektronische Datenverarbeitung
engl.	englisch
F	Kraft (englisch force)
FG	fast twitch glycolytic
FOG	fast twitch oxydative glycolytic
FT	fast twitch
H	Hubhöhe
kg	Kilogramm
m	Meter/Masse
M	Drehmoment
mATPase	myofibrilläre Adenosintriphosphatase
MHC	myosin heavy chain
mt DNA	mitochondriale Desoxyribonukleinsäure
MVC	maximum voluntary contraction
MW	Mittelwert
N	Newton
n	Anzahl
NB	nuclear bag
NC	nuclear chain
Nm	Newtonmeter
nm	Nanometer

r	Abstandsvektor
s	Strecke
s.	siehe
sec	Sekunde
s. o.	siehe oben
sog.	so genannt
ST	slow twitch
Std.Abw.	Standardabweichung
Std.Dev.	Standardabweichung (engl.)
Tab.	Tabelle
u. a.	unter anderem
v. a.	vor allem
vgl.	vergleiche
W	Arbeit
WHO	World Health Organisation
z. B.	zum Beispiel
ZNS	zentrales Nervensystem

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	m3 Diagnos+ Trainings- und Analysestation	Seite 24
Abbildung 2	JAMAR Hydraulic Handdynamometer	Seite 25
Abbildung 3	Alters- und Geschlechterverteilung des gesamten Probandenkollektivs	Seite 28
Abbildung 4	Körpergröße männliches Probandenkollektiv	Seite 29
Abbildung 5	Körpergröße weibliches Probandenkollektiv	Seite 29
Abbildung 6	Körpergewicht männliches Probandenkollektiv	Seite 30
Abbildung 7	Körpergewicht weibliches Probandenkollektiv	Seite 30
Abbildung 8	BMI männliches Probandenkollektiv	Seite 31
Abbildung 9	BMI weibliches Probandenkollektiv	Seite 31
Abbildung 10	Armbeugen beidseits männliches Probandenkollektiv	Seite 32
Abbildung 11	Armbeugen beidseits weibliches Probandenkollektiv	Seite 32
Abbildung 12	Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen beidseits im Altersverlauf	Seite 33
Abbildung 13	Armbeugen rechts männliches Probandenkollektiv	Seite 33
Abbildung 14	Armbeugen rechts weibliches Probandenkollektiv	Seite 33
Abbildung 15	Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen einseitig rechts im Altersverlauf	Seite 34
Abbildung 16	Armbeugen links männliches Probandenkollektiv	Seite 35
Abbildung 17	Armbeugen links weibliches Probandenkollektiv	Seite 35
Abbildung 18	Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen einseitig links im Altersverlauf	Seite 36
Abbildung 19	Knieextension beidseits männliches Probandenkollektiv	Seite 37
Abbildung 20	Knieextension beidseits weibliches Probandenkollektiv	Seite 37
Abbildung 21	Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension beidseits im Altersverlauf	Seite 38
Abbildung 22	Knieextension rechts männliches Probandenkollektiv	Seite 38
Abbildung 23	Knieextension rechts weibliches Probandenkollektiv	Seite 38
Abbildung 24	Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig rechts im Altersverlauf	Seite 39
Abbildung 25	Knieextension links männliches Probandenkollektiv	Seite 40
Abbildung 26	Knieextension links weibliches Probandenkollektiv	Seite 40
Abbildung 27	Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig links im Altersverlauf	Seite 41

Abbildung 28	Handgriffstärke rechts männliches Probandenkollektiv	Seite 42
Abbildung 29	Handgriffstärke rechts weibliches Probandenkollektiv	Seite 42
Abbildung 30	Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der rechten Hand im Altersverlauf	Seite 43
Abbildung 31	Handgriffstärke links männliches Probandenkollektiv	Seite 43
Abbildung 32	Handgriffstärke links weibliches Probandenkollektiv	Seite 43
Abbildung 33	Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der linken Hand im Altersverlauf	Seite 44

8.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Körpergröße männliches und weibliches Probandenkollektiv	Seite 29
Tabelle 2	Körpergewicht männliches und weibliches Probandenkollektiv	Seite 30
Tabelle 3	BMI männliches und weibliches Probandenkollektiv	Seite 31
Tabelle 4	Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen beidseits	Seite 32
Tabelle 5	Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen einseitig rechts	Seite 34
Tabelle 6	Maximale Drehmomente der Messreihe Armbeugen einseitig links	Seite 35
Tabelle 7	Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension beidseits	Seite 37
Tabelle 8	Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig rechts	Seite 39
Tabelle 9	Maximale Drehmomente der Messreihe Knieextension einseitig links	Seite 40
Tabelle 10	Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der rechten Hand	Seite 42
Tabelle 11	Maximalkraftwerte der Messreihe Handgriffstärke der linken Hand	Seite 44

8.4 Studienprotokoll

Probandennummer:

Probandeninitialien:

Altersgruppe:: 20-30 J.

31-40 J.

41-50 J.

51-60 J.

61-70 J.

71-80 J.

Geschlecht: weibl. männl.

NORMWERTSTUDIE M3 DIAGNOS SYSTEM

MAXIMALKRAFT ALS MAXIMALE DREHMOMENTE BEI GESUNDEN PROBANDEN

IM BEREICH VON ARMBEUGE- UND KNIESTRECKMUSKULATUR

Studienprotokoll

Prüfstellen:

Dr. Dr. M. Hartard
Lehrstuhl und Poliklinik f. Präv. und Rehabil.
Sportmedizin
Klinikum re.d.Isar der Techn. Univ. München
Connollystr. 32
80809 München

Dr. M. Walter/ Dr. P. Reilich
Friedrich-Baur-Institut
Klinikum der LMU München – Innenstadt
Ziemssenstr. 1
80336 München

NORMWERTSTUDIE M3 DIAGNOS SYSTEM

Datenerfassungsbogen

Datum der Untersuchung

Tag Monat Jahr

Probandendaten:

Name:

(1. Buchstabe Zuname und Anzahl der Buchstaben
1. Buchstabe Vorname und Anzahl der Buchstaben)

Probandennummer:

Geb.-Datum:

Geschlecht: weibl. männl.

Alter:

Gewicht: kg

Größe: cm

AUSSCHLUSSKRITERIEN:

(Für einen Ausschluß muß mindestens eine Frage mit „ja“ beantwortet sein)

Vorliegen von chronischen Erkrankungen ja nein

Akute Erkrankungen innerhalb der letzten 2 Wochen ja nein

Alkoholabhängigkeit ja nein

Einnahme von Medikamenten mit Einfluß auf die Muskulatur ja nein

Mehr als 50 Zigaretten innerhalb der letzten 48 h ja nein

Mehr als 2h Sport / Woche ja nein

Besteht oder bestand eine regelmäßige Einnahme von Medikamenten? Wenn ja, welche?

nein

Besteht oder bestand eine chronische Erkrankung? Wenn ja, welche? Ausheilung?

nein

Bestand eine Unfallverletzung oder eine Knochenfraktur? Wenn ja, welche? Besteht in diesem Zusammenhang eine Kräfteinschränkung?

nein

Bestehen Paresen im Meßbereich? Wenn ja, wie lange?

nein

Wurde in der Vergangenheit ein Kraft-/Kraftausdauertraining durchgeführt? Wenn ja, Art, Dauer und Umfang bitte charakterisieren. Welche Sportarten werden derzeit ausgeübt?

nein

Datum: _____

Uhrzeit: _____

Armbeuger (Biceps)

Pausenzeit zw. beidseitig - re./li.: 1 Min

<i>beidseitig</i>					
<i>rechts</i>					
<i>links</i>					

Beinstrecker (Quadriceps)

<i>beidseitig</i>					
<i>rechts</i>					
<i>links</i>					

Handkraft

<i>rechts</i>		<i>Ringposition (vom Punkt aus gesehen)</i>	
<i>links</i>		<i>Ringposition (vom Punkt aus gesehen)</i>	

Unterschrift des Untersuchers:

9 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. Thomas Brandt und Herrn Prof. Dr. med. Dieter Pongratz für die Überlassung des Themas und für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und der technischen Ausstattung.

Mein besonderer Dank gilt Frau Priv. Doz. Dr. med. Maggie Walter, die mit Ihrem Engagement, ihrer Geduld und durch Ihre fachlich wie menschlich hervorragende Betreuung maßgeblich zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen hat.

Herrn Dr. med. Manfred Hartard vom Lehrstuhl für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin der Technischen Universität München sei gedankt für die Einarbeitung in das m3 DIAGNOS+ System und die hilfreichen Anregungen bei der Auswertung der Messdaten.

Herrn Dr. Michael Wiseman vom Leibniz Rechenzentrum möchte ich für seine hervorragende Beratung in Fragen der Statistik und grafischen Darstellung danken.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinen Co-Doktoranden Borries Dorstewitz, Moritz Kühnel und Paul Weller durch deren Engagement der gut zwei Jahre dauernde experimentelle Teil auf mehrere Schultern verteilt wurde und die stets für eine freundschaftliche Zusammenarbeit gesorgt haben.

Bei meiner Großmutter, Frau Irmgard Wiese, möchte ich mich herzlich bedanken. Ihre Großzügigkeit hatte wesentlichen Anteil am Gelingen dieser Arbeit.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern für ihre große Unterstützung – gerade auch während des gesamten Studiums. Sie haben meinen beruflichen Werdegang erst möglich gemacht.

Mein innigster Dank gilt meiner Frau, die mich die ganze Zeit über begleitet hat. Sie hat mich immer wieder ermutigt und aufgerichtet wenn es nötig war. Durch ihre Zuwendung und Geduld hat sie mir stets den Rücken freigehalten und dabei selbst auf vieles verzichtet. Ihr widme ich diese Arbeit.

10 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Philipp Ulrich Bula
Geburtsdatum	10. Dezember 1976
Geburtsort	Düsseldorf
Eltern	Mutter: Dr. med. Bärbel Bula-Wiese Vater: Dipl. Ing. Bernd-Ulrich Bula
Familienstand	verheiratet mit Julia Bula-Sternberg
Staatsangehörigkeit	deutsch

Schulbildung

1983 bis 1984	Volksschule München an der Herterichstraße
1984 bis 1987	Volksschule Bremen an der Freiligrathstraße
1987 bis 1988	Schulzentrum an der Julius-Brecht-Allee, Bremen
1988 bis 1996	Staatliches Gymnasium Pullach im Isartal
Juni 1996	Allgemeine Hochschulreife

Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München

Ärztliche Vorprüfung	August 1999
Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung	August 2000
Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung	März 2003
Dritter Abschnitt Der Ärztlichen Prüfung	April 2004

Famulaturen	Klinikum der Universität München – Großhadern Abteilung für Plastische-, Hand- und Mikrochirurgie Allgemeines Krankenhaus der Universität Wien Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie Städtisches Krankenhaus München-Harlaching Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie Praxisfamulatur Internistische Praxis Dr. Seitz, München
-------------	---

Praktisches Jahr	<p>April 2003 bis Juli 2003 - Innere Medizin Klinikum der Universität München – Großhadern Medizinische Klinik I</p> <p>August 2003 bis November 2003 - Chirurgie Städtisches Krankenhaus München-Harlaching Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie und Abteilung für Allgemein- und Viszeralchirurgie</p> <p>Dezember 2003 bis März 2004 - Kinderheilkunde Klinikum der Universität München Innenstadt Dr. von Haunersches Kinderspital</p>
Ärztliche Tätigkeit	
Arzt im Praktikum	<p>August 2004 bis Oktober 2004 Krankenhaus Dritter Orden - München Akademisches Lehrkrankenhaus der LMU München Abteilung für Allgemein-, Viszeral-, Gefäß- und Thoraxchirurgie</p>
Approbation	Oktober 2004
Assistenzarzt	<p>seit Oktober 2004 Krankenhaus Dritter Orden - München Akademisches Lehrkrankenhaus der LMU München Abteilung für Allgemein-, Viszeral-, Gefäß- und Thoraxchirurgie</p>

11 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich diese Dissertation selbständig angefertigt und mich außer den angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient habe. Alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen.

Ich erkläre weiter, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.