Aus dem Universitätsklinikum Münster

Institut für Sportmedizin

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. K. Völker

Kraftsensibilität der Rumpfextensoren und –flexoren bei statischer und dynamischer Belastung

INAUGURAL - DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Dirk Poller

aus Bochum

2004

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. K. Völker

2.Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. J. Steinbeck

Tag der mündlichen Prüfung: 16.02. 2004

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Institut für Sportmedizin
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. K. Völker
Referent: Univ.-Prof. Dr. med. K. Völker
Koreferent: Priv.-Doz. Dr. med. J. Steinbeck

Zusammenfassung

Kraftsensibilität der Rumpfextensoren und –flexoren
bei statischer und dynamischer Belastung

Poller, Dirk

Rückenbeschwerden werden unter anderem auf neuromuskuläre Dysbalancen und fehlende Kraft bzw. Kraftsteuerungsfähigkeit zurückgeführt. Die Untersuchung widmete sich daher der Frage, wie gut die statische und dynamische Kraftreproduktionsfähigkeit der Rumpfmuskulatur ist.

An der Studie nahmen insgesamt 29 rückengesunde und aktiv sporttreibende Personen (18 - 35 Jahre) teil, von denen elf einer Leistungssportlergruppe (Leichtathletik) angehörten. Nach einem Trainingstermin (Gewöhnungseinheit) absolvierte jeder Proband zur Messung der Kraftsensibilität der lumbal/ thorakalen Flexoren und Extensoren an dem mit einem CYBEX NORM^{TM}-Dynamometer verbundenen CYBEX TEF-Modul stehend eine maximale isokinetische und isometrische Kraftdiagnostik mit jeweils drei Versuchen. Die isokinetische Evaluation erfolgte dabei konzentrisch/ konzentrisch bei einer Winkelgeschwindigkeit von 30° pro Sekunde; Bewegungsamplitude war der Bereich zwischen -10° Hyperextension und 60° Ventralflexion des Rumpfes. Die isometrische Evaluation erfolgte in 35° Ventralflexion des Rumpfes. Die so ermittelten dynamischen bzw. statischen Kraftwerte sollten im Anschluss daran mit 70 % bzw. 50 % Krafteinsatz reproduziert werden.

Zwischen den Reproduktionsergebnissen der Leistungs- und Hobbysportler konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden; beide Sportlergruppen erzielten dabei Abweichungen zwischen 9,5 % und 21,9 % (dynamisch) bzw. 22,4 % und 31,4 % (statisch). Dynamisch zeigte sich für die Leistungssportler bei 50 %-iger Vorgabe eine signifikant bessere Reproduktionfähigkeit der Extensoren als der Flexoren. Statisch wurde bei beiden Sportlergruppen der halbmaximale Werte signifikant besser reproduziert als der 70 %-Wert (außer im Flexionsdurchgang der Hobbysportler); ferner zeigte sich eine signifikant bessere Reproduktionfähigkeit der Flexoren als der Extensoren. Bei Betrachtung der mittleren relativen Abweichung zeigte sich bei beiden Sportlergruppen, dass die isokinetischen Kraftwerte immer zu hoch reproduziert wurden, wohingegen die isometrischen Werte stets unter dem geforderten Maß lagen.

Die Ergebnisse deuten auf einen höheren sensorischen Input bei halbmaximalen dynamischen Extensionsbewegungen, der auf verbesserte propriozeptive Abgleichmöglichkeiten der Leistungssportler während der Positionsänderung zurückzuführen und für statische Belastungen nicht verfügbar ist. Bei statischen Kräften scheint das motorische Gedächtnis die Reproduktion eines halbmaximalen Wertes zu begünstigen. Das Praktizieren von Leistungssport führt im Vergleich zum Hobbysportler, bei allen Unterschieden innerhalb der jeweiligen Gruppen, nicht zu einer verbesserten Kraftreproduktionsfähigkeit der Rumpfmuskulatur.

Tag der mündlichen Prüfung: 16.02. 2004

Inhaltsverzeichnis

Seite

1 Einleitung 1

1.1 Propriozeption und Mechanorezeptoren der Propriozeption 2

1.1.1 Mechanorezeptoren der Propriozeption 3

1.1.1.1 Sehnenspindeln 4

1.1.1.2 Muskelspindeln 5

1.1.1.3 Artikuläre Mechanorezeptoren 6

1.1.1.3.1 Histophysiologische Aspekte und deren Bedeutung für die Tiefensensibilität 6

1.1.1.3.1.1 Ruffini-Körperchen 6

1.1.1.3.1.2 Pacini-Körperchen 8

1.1.1.3.1.3 Golgie-Ligament-Rezeptoren 9

1.1.1.3.1.4 Freie Nervenendigungen 9

1.1.1.4 Kutane Mechanorezeptoren 10

2 Ausgewählte funktionell-anatomische Aspekte von Rumpfmuskulatur und Wirbelsäule 11

2.1 Die Flexionsbewegung der Lenden- und Brustwirbelsäule 11

2.2 Die Extensionsbewegung der Lenden- und Brustwirbelsäule 13

3 Material und Methode 16

3.1 Das Probandenkollektiv 16

3.2 Der Ablauf der Studie 17

3.2.1 Der zeitliche Ablauf der Studie 19

3.2.2 Das Aufwärmprogramm 19
3.3 Die Messverfahren 20
3.3.1 Die isokinetischen Messverfahren 20
3.3.2 Die isometrischen Messverfahren 22
3.3.3 Das isokinetische Training 24
3.3.4 Das isometrische Training 24
3.4 Das apparative System 25
3.4.1 Der Dynamometer 25
3.4.2 Das CYBEX TEF-Modul 26
3.4.2.1 Positionierung und Fixierung der Probanden 26
3.5 Statistische Auswertung und Ergebnisdarstellung 28
4 Ergebnisse 29
4.1 Erzielte Maximalkraftwerte 30
4.1.1 Vergleich der Ergebnisse Isokinetik versus Isometrik 30
4.1.2 Vergleich der Ergebnisse Extension versus Flexion 32
4.1.3 Vergleich zwischen den Gruppen 34
4.2 Absolute Abweichungen von den Prozentvorgaben 35
4.2.1 Vergleich der Ergebnisse Isokinetik versus Isometrik 36
4.2.2 Vergleich der Ergebnisse Extension versus Flexion 40
4.2.3 Vergleich der Ergebnisse 50 % versus 70 % 44
4.2.4 Vergleich der absoluten Abweichungen zwischen den Gruppen 48
4.3 Relative Abweichungen von den Prozentvorgaben 49
4.3.1 Vergleich der Ergebnisse Isokinetik versus Isometrik 50
4.3.2 Vergleich der Ergebnisse Extension versus Flexion 54

4.3.3 Vergleich der Ergebnisse 50 % versus 70 % 58

4.3.4 Vergleich der relativen Abweichungen zwischen den Gruppen. 62

5 Diskussion 63

5.1 Methodenkritik 63

5.1.1 Objektivität/ Validität/ Reliabilität 63

5.1.2 Der Stichprobenumfang 67

5.1.3 Das CYBEX TEF-Modul 67

5.1.4 Die Störfaktoren während der Messverfahren 68

5.1.5 Die Auswirkungen der Maximalkrafttests auf die Kraftreproduktion 69

5.2 Ergebnisdiskussion 70

6 Zusammenfassung 81

7 Abkürzungsverzeichnis 83

8 Abbildungsverzeichnis 86

9 Tabellenverzeichnis 88

10 Literaturverzeichnis 89

11 Danksagung 98

12 Lebenslauf 99

13 Anhang I

1 Einleitung

Etwa 40 Prozent aller Erwachsenen sind mehr als einen Tag pro Jahr von Rückenschmerzen, vor allem im Bereich der Lendenwirbelsäule, betroffen [7]. Durch dieses Krankheitsbild entstehen in den westlichen Industrienationen so hohe Folgekosten, dass sich allein in Deutschland die Kosten durch Rückenschmerzen im Jahr 1998 auf 34 Milliarden DM beliefen (akkumuliert durch Arztbesuche, Rehabilitationsmaßnahmen, Ausgleichzahlungen im Krankheitsfall, etc.) [5].

Es ist daher von generellem Interesse, dieser weitverbreiteten Volkskrankheit mit den verschiedensten Behandlungsmethoden entgegenzuwirken und Studien nach den ursächlichen Zusammenhängen durchzuführen.

Frühere Studien fokussierten häufig auf die statische und dynamische Maximalkraft der Rumpfextensoren und –flexoren [21], [24], [34], [43]. In neueren Untersuchungen traten verstärkt propriozeptive Aspekte in den Blickpunkt des Interesses ([10], [13], [25], [46], [64]), nachdem sich herausgestellt hatte, dass Rückenbeschwerden - außer durch neuromuskuläre Dysbalancen und fehlende Kraft - ebenfalls durch einen Mangel an Kraftsteuerungsfähigkeit verursacht werden können. Grundlagenorientierte Studien zur Propriozeption des Rumpfes an Gesunden konzentrierten sich dabei zunächst auf zwei Qualitäten der Propriozeption: Positions- und Bewegungssinn. In jüngster Zeit wurde der Kraftsinn des Rumpfes genauer analysiert, über den das Ausmaß an Muskelkraft wahrgenommen wird, welches wir aufwenden müssen, um eine Bewegung durchzuführen oder eine Gelenkstellung einzuhalten [52]. Dabei ermittelten PFEIFER et al. (2001) in

einem an 24 Probanden durchgeführten Kraftreproduktionstest der isometrischen Kraft der Rumpfextensoren relativ geringe Abweichungen zwischen 6,9 % und 8,4 % bei den Reproduktionen von 33 % und 66 % der Maximalkraft [46].

Die Beschäftigung mit der Literatur zeigte, dass sich die Untersuchung der Kraftsensibilität des Rumpfes immer noch in den Anfängen befindet und eine weitere Klärung dieser Parameter erforderlich ist. Die Untersuchung widmete sich daher der Frage, wie gut die statische und dynamische Kraftreproduktionsfähigkeit der Rumpfmuskulatur bei Leistungs- und Hobbysportlern ist.

1.1 Propriozeption und Mechanorezeptoren der Propriozeption

Propriozeption, auch Tiefensensibilität oder kinästhetische Sensibilität genannt, umfasst die Wahrnehmung und Kontrolle der Stellung und Bewegung des Körpers durch Mechanorezeptoren, den sogenannten Propriozeptoren, die sich in Sehnen, Muskeln, Gelenken und der Haut befinden [71]. Drei Qualitäten der Tiefensensibilität werden unterschieden: Der Stellungssinn, der Bewegungssinn oder Kinästhesie (Wahrnehmung der Richtung und Geschwindigkeit einer Bewegung) und der Kraftsinn (Wahrnehmung des Ausmaßes an Muskelkraft, das zur Bewegungsdurchführung oder Einhaltung einer Gelenkstellung benötigt wird) [55], [25], [52].

Nach dem heutigen Stand der Wissenschaft sind Sehnenspindeln, Muskelspindeln, Mechanorezeptoren der Gelenkstrukturen und Mechanorezeptoren der Haut zusammen am propriozeptiven Geschehen beteiligt sowie für bewusste

und unbewusste Aufgaben der Motorik mitverantwortlich [20], [30], [42], [53], [70], [2], [52].

Ein Gelenk mit Ligamenten, Kapsel, den zum Teil vorhandenen Menisci oder Disci und der sie umgebenden Muskulatur kann als Bestandteil eines geschlossenen afferenten Funktionskreises angesehen werden und wird folglich als arthronales System bezeichnet [53], [70]. Das periarthikuläre Gewebe ist dabei von eingekapselten Mechanorezeptoren und freien Nervenendigungen umgeben [14], [15], [23], [57], [9], [11], [12]. Die aus dem arthronalen System stammenden sensorischen Rückmeldungen dienen als eine Art Steuerungsvoraussetzung für die Muskulatur und sind für koordinierte Bewegungen unerlässlich [2], [30], [70]. Nur ein kleiner Teil der Propriozeptionsimpulse gelangt zur Hirnrinde und somit ins Bewusstsein. Der größere Teil verläuft in unbewussten Regelkreisen, welche Bestandteile von Reflexen sind, die unter anderem der Willkürmotorik dienen und als Haltereflexe der Schwerkraft der Erde entgegenwirken [71]. Neben den angeführten afferenten Systemen haben vom Motorkortex ausgehende Befehle in Form von Efferenzkopien eine Bedeutung bei der Propriozeption [52].

1.1.1 Mechanorezeptoren der Propriozeption

Den größten Beitrag zur Propriozeption tragen die Muskelspindeln bei. Bei ihnen findet die Erregung im physiologischen Bewegungsausmaß statt und sie reagieren in nur einer Bewegungsebene.

An zweiter Stelle kommen die Gelenkrezeptoren. Sie reagieren erst außerhalb des physiologischen Bewegungsausmaßes in Extremstellungen. Weil die

einzelnen Rezeptoren durch Bewegungen in mehreren Ebenen aktiviert werden, kann eine Richtungsdifferenzierung nur über die erregte Rezeptorenpopulation erfolgen.

Die artikulären Rezeptoren hätten somit hauptsächlich Bedeutung bei der Markierung von Bewegungsausmaßendpunkten.

Andere Systeme tragen nur einen geringen Beitrag zur Propriozeption bei [70].

1.1.1.1 Sehnenspindeln

Die Golgie-Sehenenorgane bilden ein Spannungskontrollsystem und kommen größtenteils an den Verbindungsstellen zwischen Sehnen und Muskulatur vor [20], [30], [53], [70]. Ihre Adaptation ist auch bei lang anhaltenden Dehnungszuständen nur sehr langsam [20], [30], [42], [53]. Die Spannung der Muskeln wird über die Golgie-Sehenenorgane der Muskelsehnen abgeleitet. 1b-Fasern versorgen die Golgieapparate afferent. Aktive Impulse werden über diese Rezeptoren bei Dehnung des Muskels und bei aktiv entwickelten Muskelkräften generiert [56].

Als Muskel-Sehnen-Einheit („muscle-tendon-units'') werden Muskelspindeln und Golgie-Sehnenorgane von einigen Autoren benannt [42], [53], [70]. Diese Einheit reguliert die „Muskelsteifheit'', folglich das Verhältnis von Spannungsänderung zu Längenänderung, und ist somit bedeutendster Bestandteil der Gelenkstabilität [70].

1.1.1.2 Muskelspindeln

Parallel zur extrafusalen Arbeitsmuskulatur des Skelettmuskels liegen die intrafusalen Muskelfasern der Muskelspindeln in einer Kapsel eingeschlossen.
Die Muskelspindel ist untergliedert in Kernkettenfasern und Kernsackfasern, deren Funktion in der Messung der Dehnung der extrafusalen Arbeitsmuskulatur liegt. Die Kernkettenfasern und Kernsackfasern werden in einer annulospiralen Endigung durch die afferente Innervierung der Fasern über Gruppe 1a-Nervenfasern umschlossen und so der Dehnungsreiz abgeleitet. Die Kernkettenfasern besitzen zusätzlich zu diesen primär sensiblen Endigungen auch eine sekundär sensible Spindelendigung von Gruppe 2-Nervenfasern, welche sich im Gegensatz zu den 1a-Fasern zwar auch auf mehrere Muskelspindeln verzweigen und gleichfalls afferente Dehnungsrezeptoren sind. Jedoch besitzen sie eine höhere Schwelle und eine geringere dynamische Empfindlichkeit.
Die Vorspannung der intrafusalen Muskelfasern wird über die efferente Innervation der Muskelspindeln durch Gammamotoneurone geregelt. Als Gammaspindelschleife werden das neuronale Zusammenspiel von efferenter Verkürzung der Muskelspindel über Gammaerregung sowie afferenter Ableitung des Dehnungsreizes über 1a-Fasern und reflektorischer Alphamoto-neuronaktivierung mit extrafusaler Muskelkontraktion bezeichnet. Die Gammaspindelschleife dient wahrscheinlich der präziseren Muskelbewegung.
Indem die Muskelspindeln das Ausmaß und die Geschwindigkeit der Längenänderung registrieren, arbeiten sie als Längenkontrollsystem und können ihre Empfindlichkeit an diverse Dehnungs- und Kontraktionszustände der

Arbeitsmuskulatur adaptieren. Sie werden unterteilt in schnell adaptierende Muskelspindeln, die die Längenänderung und somit die Bewegungsrichtung melden, und langsam adaptierende, die die aktuelle Länge und somit die Gelenkposition melden [20], [30], [42], [53], [70], [56].

1.1.1.3 Artikuläre Mechanorezeptoren

In Verwendung sind die weitgehend übereinstimmenden Klassifikationen nach SKOGLUND 1973 (Ruffini-Körperchen, Pacini-Körperchen, Golgie-Organe und freie Nervenendigungen) und WYKE 1972 (Typen I-IV). Aufgrund morphologischer Aspekte, nervaler Versorgung und physiologischer Eigenschaften ist die Einteilung der in den Gelenkstrukturen vorkommenden Mechanorezeptoren in vier Typen gerechtfertigt [51], [53], [42], [58], [20], [69], [70].

1.1.1.3.1 Histophysiologische Aspekte und deren Bedeutung für die Tiefensensibilität

1.1.1.3.1.1 Ruffini-Körperchen

Ruffini-Körperchen haben eine kugelige bis ovale Struktur. Kollagenfibrillen ziehen durch die Lücken der sie umgebenden Perineuralkapsel in das Körperchen hinein und hinaus. Durch zytoplasmatische Ausläufer der Perineuralzellen ergibt sich eine Segmentation der Ruffini-Körperchen in

Zylinder. Diese enthalten die in das Körperchen einstrahlenden Kollagenfibrillen, Fibrozyten, Schwannsche Zellen und Axone. Letztere werden von den Schwannschen Zellen stellenweise unvollständig und nur noch von ihrer Basalmembran umgeben. Die Axone erhalten so eine über die Basalmembran vermittelte Beziehung zu den sich im Zylinderinneren befindenden Kollagenfibrillen. Die terminalen Axone der Ruffini-Körperchen entstehen aus einer myelinisierten Nervenfaser. Nach dem Eintritt in das Körperchen verliert diese ihre Myelinscheide und verzweigt sich in die in den einzelnen Zylindern liegenden Axonterminale.

Typ-I-Rezeptoren (Ruffini-Körperchen) kennzeichnen sich durch eine niedrige Schwelle aus, sind langsam adaptierend und in der Gelenkkapsel zu finden. Sie werden zu den statischen und dynamischen Mechanorezeptoren gerechnet, bei denen Dehnung als Stimulus wirkt. Sie sprechen auf geringe Bewegungen an und registrieren Gelenkpositionen, den intraartikulären Druck, Bewegungsrichtungen und Geschwindigkeiten. Durch diese Eigenschaften liefern sie Informationen über Spannungs- und Beschleunigungsvorgänge. Sie sollen konstante bzw. sich langsam ändernde Größen einwirkender Kräfte sowie die Einwirkrichtung und die Einwirkrichtungsänderung von Kräften signalisieren. Ferner vermögen sie zwischen aktiven und passiven Bewegungen zu unterscheiden. Da die sie versorgenden afferenten Axone in keiner Verbindung zu anderen Rezeptoren stehen, kann bei den Ruffini-Körperchen von einer hohen Spezifität ausgegangen werden.

1.1.1.3.1.2 Pacini-Körperchen

Pacini-Körperchen haben eine rund-ovale Struktur und werden von einer vollständigen Perineuralkapsel umhüllt. Konzentrisch zu dieser verlaufen nach innen wellenförmig feine zytoplasmatische Lamellen von Perineuralzellen mit einer Basalmembran. Sie werden zentral durch gradlinig verlaufende, dichter stehende konzentrische Lamellen abgelöst. Durch die innersten Lamellenschichten bilden sich einzelne Innenkölbchen, die in das Zentrum des Pacini-Körperchens reichen. Diese Innenkölbchen sind bisymmetrisch, konzentrisch von einem Lamellensystem Schwannscher Zellen um das Kolbenzentrum herum geformt. Jeweils ein terminales Axon befindet sich im Kolbenzentrum. Die terminalen Axone gehen aus einem afferenten Nerv hervor, welcher nach seinem Eintritt in das Pacini-Körperchen seine Myelinscheide verliert und dann in die Axonäste auffiedert. Die Axonterminale in den Kolbenzentren haben fingerartige Ausstülpungen. Diese Mikrofilamente dringen auf kurzer Strecke zwischen die Lamellen der Innenkölbchen ein und sind nur von einer Basalmembran umhüllt. Durch die Deformierung der Lamellen des Pacini-Körperchens kommt es zur Veränderung der Membraneigenschaften und zum transmembranösen Ionenfluss. Diese Transduktion, Umsetzung des mechanischen Reizes in ein elektrisches Potential (Rezeptorpotenzial), führt bei genügender Größe, das heißt ab einem bestimmten Schwellenwert zur Auslösung eines Aktionspotentials und zur Weiterleitung der kodierten Information über den aktivierten Nerven.

Typ-II-Rezeptoren (Pacini-Körperchen) kennzeichnen sich durch eine niedrige Schwelle aus. Sie sind sehr schnell adaptierend, das heißt auf einfach oder

mehrfach überschwellige Reize reagiert der Rezeptor mit nur einem Impuls. Wird das Gelenk nicht oder mit einer konstanten Geschwindigkeit bewegt, sind sie inaktiv. Es sind Beschleunigungsrezeptoren, die rein dynamisch fungieren und nur den Beginn und das Ende von Bewegungen registrieren, wobei sie allerdings ebenfalls auf Vibrationen reagieren.

1.1.1.3.1.3 Golgie-Ligament-Rezeptoren

Golgie-Ligament-Rezeptoren stellen die größte Form der Mechanorezeptoren dar, haben eine fusiforme Gestalt und werden von einer dünnen Perineuralkapsel umgeben. Sie liegen plattenartig an der Ligamentoberfläche. Nahe des Golgie-Organs verzweigt sich eine myelinisierte Nervenfaser, deren zwei Äste dann zu den jeweils gegensätzlichen Polen des Golgie-Organs ziehen. Nach dem Durchdringen der Organkapsel verzweigen sie sich ungeordnet, wobei sich die Äste mit intrakapsulären Kollagenfasern verbinden.
Typ-III-Rezeptoren (Golgie-Ligament-Rezeptoren) kennzeichnen sich durch eine hohe Schwelle aus, sind sehr langsam adaptierend. Ihre völlige Inaktivität konnte beim immobilisierten Gelenk aufgezeigt werden. Sie registrieren die Spannung der Gelenkbänder, Gelenkpositionen und Bewegungsrichtungen. Sie sprechen erst auf extreme Bewegungen an und dienen daher als Gefahrenmelder.

1.1.1.3.1.4 Freie Nervenendigungen

Die freien Nervenendigungen entstehen aus kleinen Nerven, die dünne Axone enthalten. Diese bestehen entweder aus marklosen (C-Fasern) oder dünnen

markhaltigen (A-Delta-Fasern) Nervenfasern. Sie weisen eine unvollständige Perineuralscheide auf und sind nur noch unvollständig vom Zytoplasma umgeben, jedoch vollständig von der Basalmembran der zugehörigen Schwannschen Zelle umhüllt. Die freien Nervenendigungen stehen folglich in einem durch die Basalmembran der Schwannschen Zellen vermittelten Kontakt zu dem umgebenden Gewebe.

Typ-IV-Rezeptoren kennzeichnen sich durch eine hohe Schwelle aus, haben vorwiegend nozizeptive Funktionen, signalisieren Schmerz und adaptieren nicht. Von ihnen werden hauptsächlich unphysiologische Zustände des umgebenden physikochemischen interstitiellen Milieus, wie z.B. nach Bandverletzungen, signalisiert. Möglicherweise kommt es auch zu einer Übertragung mechanischer und thermischer Reize. Da sie häufiger in der Nachbarschaft von Gefäßen vorkommen, schreibt man ihnen zusätzliche vasomotorische Funktionen zu. Gelenkrezeptoren regulieren ebenfalls die Muskelsteifheit [70], [69], [54], [26], [33], [47], [49], [52], [19].

1.1.1.4 Kutane Mechanorezeptoren

Neben Ruffini- und Pacini-Körperchen gibt es noch Meissner-Tastkörperchen und Haarfollikel, welche über mechanosensitive Eigenschaften verfügen, die aber für die Propriozeption nicht von wesentlicher Bedeutung sind [20], [42], [53].

2 Ausgewählte funktionell-anatomische Aspekte von Rumpfmuskulatur und Wirbelsäule

Die Wirbelsäule hat neben ihrer Schutzfunktion für das Rückenmark eine große Bedeutung als statisches und dynamisches Achsenorgan des Körpers. Zum einen muss sie die für die aufrechte Körperhaltung notwendige Stützung des Rumpfes gewährleisten, zum anderen wird von ihr eine ausreichende Beweglichkeit, z.B. beim Gehen, Laufen und weiterreichenden sportlichen Aktivitäten, gefordert.

Diese Anforderungen werden zum einen durch die gelenkig unter anderem über die Bandscheiben verbundenen 7 Hals-, 12 Brust-, 5 Lendenwirbel und den lumbosakralen Übergang (die 5 Kreuz-, und die 4-5 Steißwirbel sind zum Kreuz- bzw. Steißbein verschmolzen), zum anderen durch die Bauch- und Rückenmuskeln, welche die Wirbelsäule dynamisch verspannen, realisiert [68].

Die folgenden funktionell-anatomischen Betrachtungen konzentrieren sich entsprechend der Relevanz für die vorliegende Arbeit auf die saggitalen Bewegungen der Lenden- und Brustwirbelsäule.

2.1 Die Flexionsbewegung der Lenden- und Brustwirbelsäule

Lenden- und Brustwirbelsäule ermöglichen zusammen, ausgehend von der anatomischen Nullposition des Rumpfes, eine maximale Ventralflexion von etwa 105°, wobei individuelle Unterschiede im Bezug auf das Bewegungsausmaß und eine Verringerung mit zunehmendem Alter bestehen.

Bei der Ventralflexion gleitet dabei der obere zweier Wirbel nach ventral. Die dazwischen liegende Bandscheibe wird dabei ventral komprimiert und dorsal höher, der Nucleus pulposus verschiebt sich dabei nach dorsal. Die Ventralflexion wird durch die Gelenkkapsel sowie die Bänder im Bereich des Wirbelbogens begrenzt [32].

Der am Os pubis ansetzende M. rectus abdominis stellt mit seinem Ursprung am 5. bis 7. Rippenknorpel und am Sternum den wichtigsten Ventralflexor der Lenden- und Brustwirbelsäule dar. Unterstützt wird er dabei durch die beidseitige Innervation der schrägen Bauchmuskeln. Der M. obliquus externus abdominis hat seinen Ursprung an den Außenflächen der 5.-12. Rippe und setzt an Crista iliaca, Ligamentum inguinale, Tuberculum pubicum und Linea alba an. Der M. obliquus internus abdominis hat seinen Ursprung an Crista iliaca, Ligamentum inguinale und Fascia thoracolumbalis und setzt an der 9. bis 12. Rippe und an der Linea alba an [32], [50].

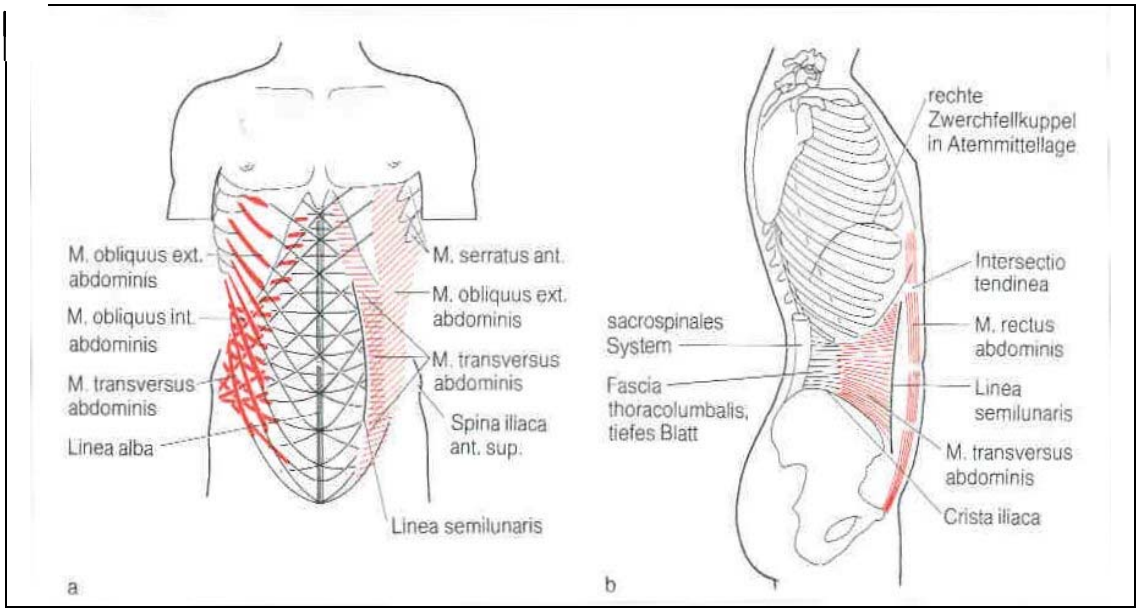


Abbildung 2-1: Bauchmuskeln in der Ansicht (a) von vorne und (b) von der Seite; [50]

2.2 Die Extensionsbewegung der Lenden- und Brustwirbelsäule

Ausgehend von der anatomischen Nullposition des Rumpfes beträgt das Ausmaß der durch Lenden- und Brustwirbelsäule ermöglichten maximalen Hyperextension (Dorsalflexion), unter Berücksichtigung individueller und altersspezifischer Unterschiede, zirka 60°. Bei der Hyperextension gleitet der obere zweier Wirbel nach dorsal. Die dazwischen liegende Bandscheibe wird dabei dorsal komprimiert und ventral höher, der Nucleus pulposus verschiebt sich dabei nach ventral. Limitiert wird die Hyperextension durch das ventrale Längsband sowie durch knöchernen Kontakt zwischen den Gelenk- und Dornfortsätzen [32].

Die als M. errector spinae bezeichnete Hauptfunktionsmuskulatur (autochtone Rückenmuskulatur) der LWS-/BWS-Extension wird durch die Fascia thoracolumbalis an den Dorn- bzw. Querfortsätzen der Wirbel befestigt. Diese sich aus einer Vielzahl von Einzelmuskeln zusammensetzende, autochthone Muskulatur gliedert sich dabei in zwei Hauptstränge: einen medialen und einen lateralen.

Der in der Rinne zwischen Dorn- und Querfortsätzen verlaufende mediale Strang setzt sich aus zwei nach Ansatz und Ursprung gegliederten Systemen zusammen: Das interspinale und spinale System umfasst die paarigen, segmentalen von Dornfortsatz zu Dornfortsatz ziehenden Mm. interspinales im Hals- und Lendenbereich sowie den zwischen den Dornfortsätzen gelegenen M. spinalis, der im Brustbereich über mehrere Dornfortsatzsegmente hinwegziehende Muskelbögen bildet. Das transversospinale System, dessen Muskeln von den Quer- zu den Dornfortsätzen ziehen, wobei die kürzeren tiefer

als die längeren liegen, wird untergliedert in die Mm. semispinales, Mm. multifidi und Mm. rotatores breves et longi.

Der laterale Strang setzt sich aus drei nach Ansatz und Ursprung gegliederten Systemen zusammen: Das spinotransversale System zieht von den Dorn- zu den Querfortsätzen bzw. zum seitlichen Hinterhaupt und umfasst den M. splenius capitis. Das sakrospinale System setzt sich aus zwei Anteilen zusammen. Der M. longissimus entspringt an Crista iliaca, Os sacrum und an den Querfortsätzen aller Wirbel. Sein cranialer Anteil setzt am Processus mastoideus, der cervicale an den Querfortsätzen der Halswirbel und der thorakale an den Rippen bzw. Querfortsätzen der Brust- und Lendenwirbel an.

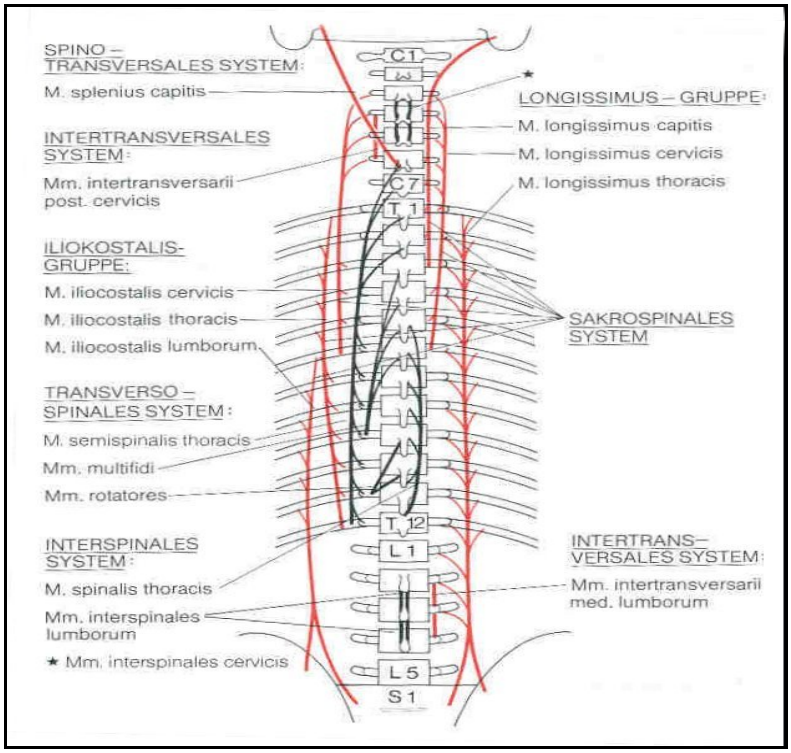


Abbildung 2-2: autochthone Rückenmuskulatur, Rot, lateraler Trakt; Schwarz, medialer Trakt; [50]

Der M. iliocostalis entspringt an Crista iliaca, Os sacrum und an der dritten bis zwölften Rippe und setzt mit seinem cervicalen, thorakalen und lumbalen Anteil an allen zwölf Rippen bzw. den Querfortsätzen der Halswirbel an. Das intertransversale System spannt sich zwischen den Querfortsätzen aus und besteht aus den Mm. intertransversarii lumborum et posteriores cervicis [50].

3 Material und Methode

In einer monozentrischen Querschnittsstudie wurden zwei Gruppen hinsichtlich ihrer Kraftsensibilität des Rumpfes getestet. Leistungs- und Hobbysportler wurden in bezug auf ihre isokinetische und isometrische Maximalkraft und Kraftabstufungsfähigkeit untersucht.

3.1 Das Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv der vorliegenden Untersuchung umfasst insgesamt 29 Personen. Diese teilen sich in eine Leistungssportlergruppe (Leichtathleten), bestehend aus elf Probanden, und eine Hobbysportlergruppe, bestehend aus 18 Probanden, auf. Als Einschlusskriterium galt das Alter (18 - 35 Jahre) sowie bei den Leistungssportlern die aktive Teilnahme in einer Leistungsgruppe des Leichtathletikvereins LG Ratio Münster. Die Hobbysportler waren keiner spezifischen Sportart zugehörig.

Gruppe 1 Leistungssportler	Sportart: Leichtathletik	n = 11	n = 29
Gruppe 2 Hobbysportler	Sportart: diverse	n = 18	

Tabelle 3-1: Aufteilung der Probanden

Eingang in diese Studie fanden ausschließlich eigener Auskunft nach rückengesunde Personen. Ausgeschlossen von der Studie blieben außerdem

Personen mit akuten Verletzungen am Bewegungsapparat oder anderen körperlichen Beeinträchtigungen (wie z.B. grippalen Infekten), um einen Ausschluss möglichst vieler Störgrößen, welche die Untersuchungsergebnisse beeinflussen könnten, zu gewährleisten.

Gruppe	Geschlecht	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht(kg)
Gruppe 1 (n=11)	9 männlich 2 weiblich	MW 24,8 Stabw 3,3	MW 178,4 Stabw 10,2	MW 76,7 Stabw 13,5
Gruppe 2 (n=18)	8 männlich 10 weiblich	MW 25,1 Stabw 3,0	MW 173,9 Stabw 6,5	MW 69,1 Stabw 12,9

Tabelle 3-2: anthropometrische Daten

3.2 Der Ablauf der Studie

Die Untersuchung wurde in der SPOMED (Klinik für ambulante und teilstationäre Rehabilitation) in Münster durchgeführt. Zu Beginn eines Termins wurde die jeweilige Testperson über den Ablauf des Termins in Kenntnis gesetzt. Es wurden anamnestische Fragen zu anthropometrischen Daten, der sportlichen Vergangenheit und dem Gesundheitszustand erhoben (Muster siehe Anhang). Anschließend absolvierte jeder Proband zur Messung der Kraftsensibilität der lumbal/ thorakalen Flexoren und Extensoren an dem mit einem CYBEX NORM^{TM}-Dynamometer verbundenen CYBEX TEF-Modul (s. Kapitel 3.4) eine maximale isokinetische und isometrische Kraftdiagnostik

mit jeweils drei Versuchen. Die so ermittelten dynamischen bzw. statischen Kraftwerte sollten im Anschluss daran mit 70 % bzw. 50 % Krafteinsatz reproduziert werden.

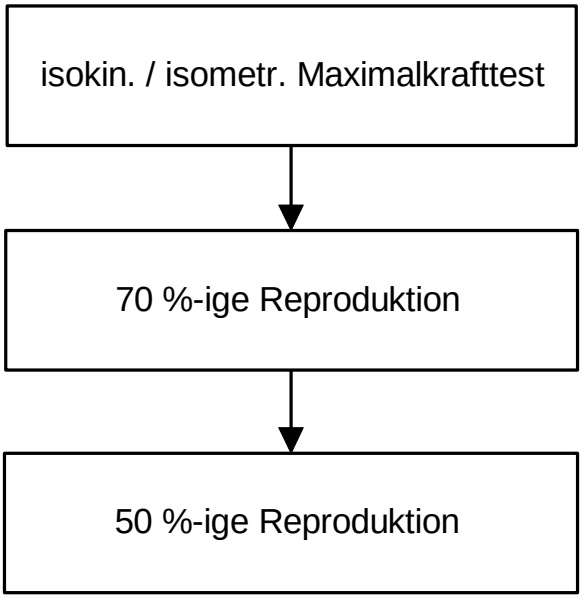


Abbildung 3-1: Testablauf

Es wurden folgende Parameter erhoben:

- absolutes Drehmomentmaximum der lumbal/ thorakalen Extensoren und Flexoren [Nm]
- Absolute Abweichung von der Prozentvorgabe hinsichtlich des Drehmomentmaximums der lumbal/ thorakalen Extensoren und Flexoren [%]
- Relative Abweichung von der Prozentvorgabe hinsichtlich des Drehmomentmaximums der lumbal/ thorakalen Extensoren und Flexoren [%]

3.2.1 Der zeitliche Ablauf der Studie

Um den Probanden eine gewisse Adaptation an das apparative System zu ermöglichen, führte jeder Proband eine Gewöhnungs- /Trainingseinheit am CYBEX TEF-Modul durch, welche mindestens vier und höchstens acht Tage vor dem Testtag lag. Training und Test dauerten durchschnittlich je zirka 45 Minuten. Bei der Vereinbarung der Termine wurden die Probanden gebeten, in den 24 Stunden vor dem Test keine körperlich anstrengenden Aktivitäten zu unternehmen, wodurch eine Beeinflussung der Ergebnisse durch muskuläre Vorermüdung ausgeschlossen werden sollte.

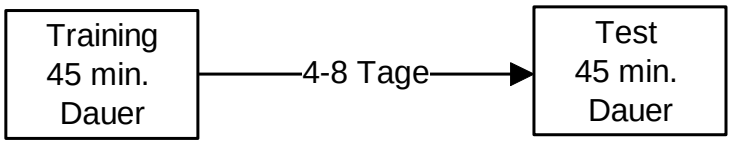


Abbildung 3-2: zeitlicher Ablauf der Studie

3.2.2 Das Aufwärmprogramm

Es wurde folgendes standardisierte Aufwärmprogramm absolviert:

- fünfminütiges Laufen auf dem Laufband bei einer von der Testperson als angenehm empfundenen Geschwindigkeit (6 - 10 km/h) ohne Steigung (s. Abbildung 3-3)
- fünfminütige Mobilisationsphase der Rumpfmuskulatur mit den Übungen „Seitbeugen und Seitdrehen“ sowie „Rumpfaufrollen/ -beugen“ im Stand

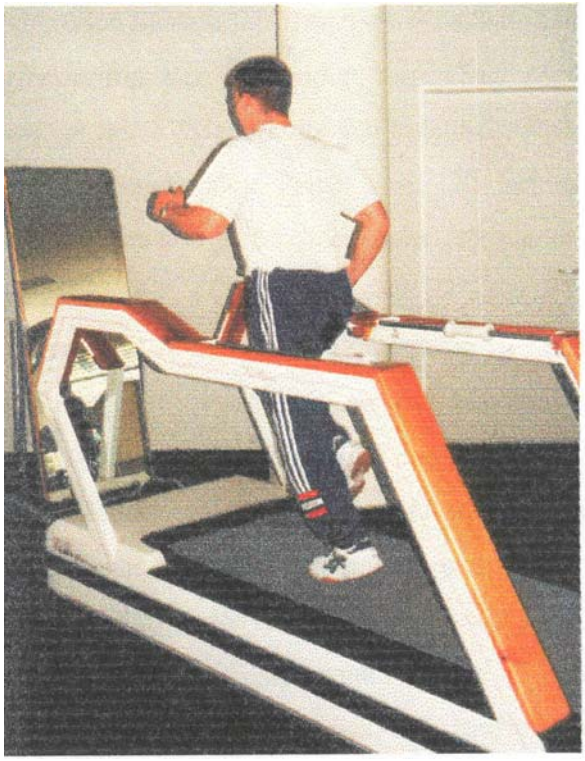


Abbildung 3-3: Aufwärmphase auf Laufband; [22]

3.3 Die Messverfahren

3.3.1 Die isokinetischen Messverfahren

Die isokinetische Evaluation der Kraftsensibilität der lumbal/ thorakalen Flexoren und Extensoren erfolgte mittels des CYBEX NORM™–Dynamometer konzentrisch/ konzentrisch bei einer Winkelgeschwindigkeit von 30° pro Sekunde. Bewegungsamplitude war der Bereich zwischen -10° Hyperextension und 60° Ventralflexion des Rumpfes, wobei Null° die anatomische Nullposition darstellt. Im Bereich L5/S1 der jeweiligen Testperson lag dabei die Drehachse des TEF-Moduls. Die Messungen wurden ohne Schwerkraftkorrektur und mit

sogenannten harten Bewegungsstops durchgeführt, wobei die Dynamometersteuerung die gewählte Winkelgeschwindigkeit (30 °/s) in den letzten fünf Grad bis zum Umkehrpunkt abbremste.

Isokinetische Evaluation

- Konzentrisch / konzentrisch
- Winkelgeschwindigkeit: 30 °/s
- Bewegungsamplitude: -10° bis 60°
- Extension / Flexion
- harte Bewegungsstops
- keine Schwerkraftkorrektur

Abbildung 3-4: isokinetische Evaluation

Versuchsdurchführung :

Der Beginn eines Satzes erfolgte aus der -10°-Position durch das standardisierte Kommando an die Testperson: „Auf die Plätze, fertig, los!“. Die Flexions- und Extensionsbewegungen der Testpersonen wurden während des Maximalkraftsatzes durch die standardisierte Anweisung „kräftig beugen“ bzw. „kräftig strecken“ des Testdurchführenden begleitet. Vor dem ersten Satz wurden die Testpersonen dazu angehalten, sich „von der ersten bis zur letzten Wiederholung so schnell und kräftig wie möglich [zu] bewegen“, sowie „das ganze Bewegungsausmaß [zu] nutzen“. Während des zweiten bzw. dritten Satzes wurden die Probanden aufgefordert, die maximalen Kraftwerte mit 70 % bzw. 50 % Krafteinsatz zu reproduzieren.

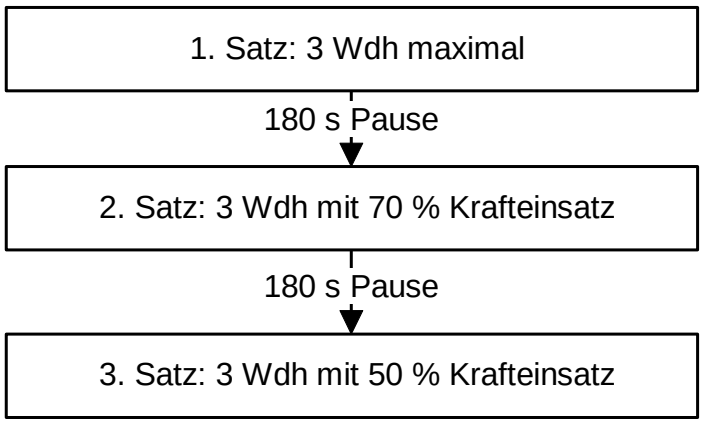


Abbildung 3-5: isokinetischer Test

3.3.2 Die isometrischen Messverfahren

Die isometrische Evaluation der Kraftsensibilität der lumbal/ thorakalen Flexoren und Extensoren erfolgte mittels des CYBEX NORM^{TM}–Dynamometers in 35° Ventralflexion des Rumpfes.

Isometrische Evaluation

- Position: 35° Ventralflexion
- Extension / Flexion

- 15 s Registrierungsperiode:
5 s Kraftsteigerung --- 5 s Kraftlevel beibehalten --- 5 s Kraftabbau

Abbildung 3-6: isometrische Evaluation

Versuchsdurchführung :

Der Beginn eines Satzes erfolgte durch das standardisierte Kommando an die Testperson: „Auf die Plätze, fertig, los!“. Die statischen Flexions- und Extensionsbewegungen der Versuchspersonen wurden während des Maximalkraftsatzes durch die Anweisung des Testdurchführenden begleitet, während der jeweils 15-sekündigen Registrierungsperiode innerhalb der ersten fünf Sekunden die Kraft kontinuierlich steigernd aufzubauen, die Maximalkraft im mittleren Fünf-Sekundenabschnitt zu halten und während der letzten fünf Sekunden die Kraft kontinuierlich abzubauen. Während des zweiten bzw. dritten Satzes erfolgte im mittleren Fünf-Sekundenabschnitt die Anweisung, die maximalen Kraftwerte mit 70 % bzw. 50 % Krafteinsatz zu reproduzieren.

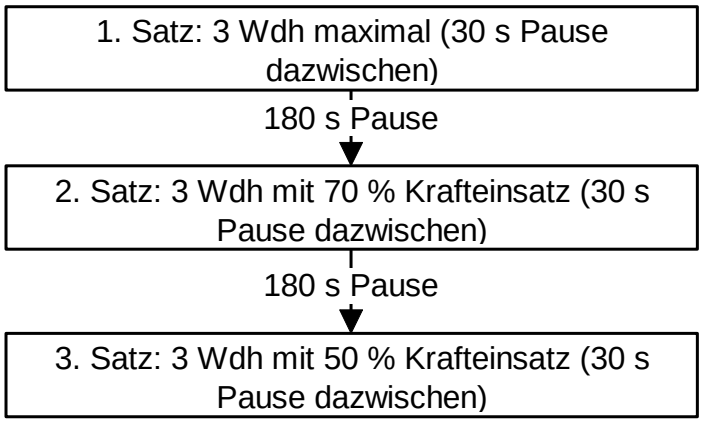


Abbildung 3-7: isometrischer Test

3.3.3 Das isokinetische Training

Die Übungsabfolge gestaltete sich hierbei wie folgt:

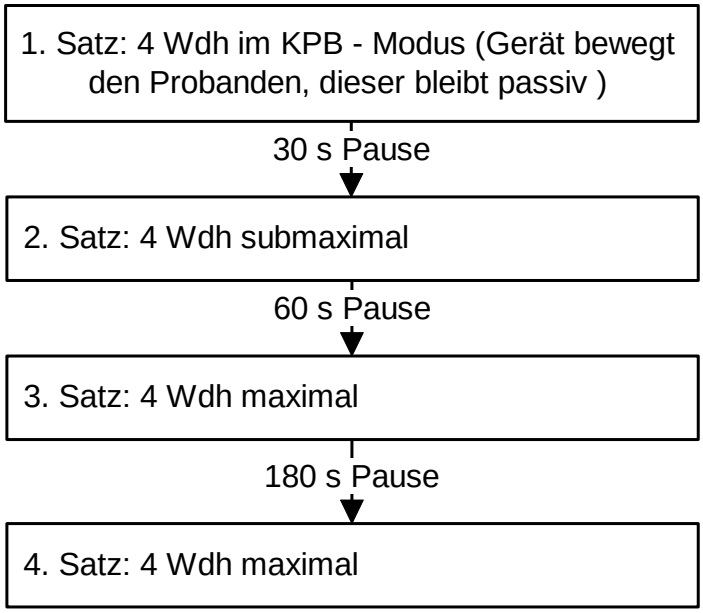


Abbildung 3-8: isokinetisches Training

3.3.4 Das isometrische Training

Die Übungsabfolge gestaltete sich hierbei wie folgt:

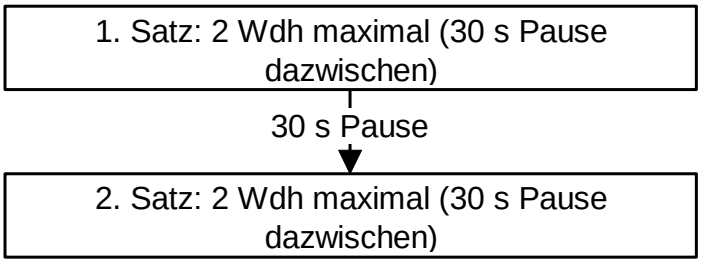


Abbildung 3-9: isometrisches Training

3.4 Das apparative System

Zur Erfassung der isokinetischen und isometrischen Kraftsensibilität der lumbal/ thorakalen Flexoren und Extensoren wurde im Rahmen der Untersuchung das CYBEX NORM™ Test- und Rehabilitations-System in Verbindung mit dem CYBEX TEF-Modul eingesetzt.

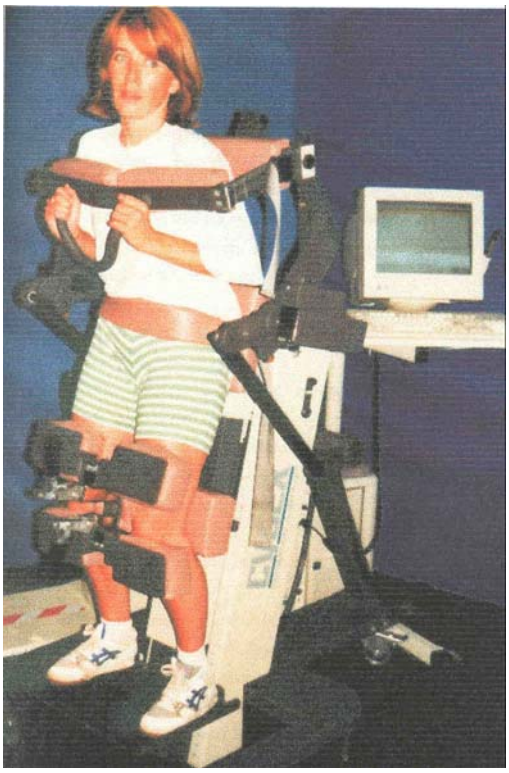


Abbildung 3-10: CYBEX NORM™-System und CYBEX TEF-Modul; [22]

3.4.1 Der Dynamometer

Das CYBEX NORM™-System besteht aus einem Dynamometer sowie einem IBM-kompatiblen Rechner zu dessen Steuerung. Es erlaubt die Messung der am Dynamometerarm angreifenden Nettodrehmomente unter Konstanthaltung

einer vorher eingestellten Winkelgeschwindigkeit (also unter isokinetischen Bedingungen) sowie bei einem voreingestellten Flexionswinkel (also unter isometrischen Bedingungen). Der mit einer Messfrequenz von 100 Hertz arbeitende Dynamometer ist vor der Untersuchung drehmomentkalibriert worden und wurde während der Untersuchung täglich positionskalibriert.

3.4.2 Das CYBEX TEF-Modul

Das CYBEX **T**RUNK–**E**XTENSION–**F**LEXION-Modul (s. Abbildung 3-10) ermöglicht in Verbindung mit dem CYBEX NORM^{TM}-System, die lumbal/ thorakalen Flexoren und Extensoren bei sagittalen Beuge- und Streck-bewegungen des Rumpfes sowohl isokinetisch als auch bei eingestelltem Flexionswinkel isometrisch in stehender Position des Probanden zu testen.

3.4.2.1 Positionierung und Fixierung der Probanden

Die Lage der Drehachse des Geräte ist am TEF-Modul durch zwei sich am Gestell befindliche Markierungen (rechts und links der Testperson je ein Kunststoffknauf) erkennbar. Durch Höhenverstellung der Fußplatte wird zunächst die gewünschte anatomische Bewegungsachse der Testperson mit der Drehachse des Gerätes vertikal auf gleiches Niveau gebracht. Die Fersen des Probanden befinden sich dabei an dafür vorgesehenen Fersenkappen auf der Fußplatte. Die von dem Gerätehersteller empfohlene und in dieser

Untersuchung verwandte anatomische Drehachsenhöhe von L5/S1 wurde gemäß der CYBEX TEF-Bedienungsanleitung [8] 3,5 cm unterhalb des lateralen Beckenkammes manuell bestimmt.

Die horizontale Festlegung der Drehachse des Gerätes erfolgte auf Höhe des dorsalen Randes des Trochanter major (manuell bestimmt) mit Hilfe eines verstellbaren dorsalen Beckenpolsters. Die Kraft der lumbal/ thorakalen Extensoren wird bei der Rumpfstreckung über ein verstellbares dorsales Schulterblattpolster auf den Bewegungsarm des Systems übertragen. Dieses rechteckige 13 cm hohe Polster wird mit seiner oberen Kante in Höhe der Spinae scapulae inferiores positioniert. Bei der Flexion des Rumpfes erfolgt die Kraftübertragung auf den Bewegungsarm mittels einer ventralen, über zwei Gurte mit dem Schulterblattpolster verbundenen, gepolsterten Brustkorb-auflage. An dieser ist ein Griffbügel befestigt, der einerseits der standardisierten Positionierung der Ober- und Unterarme dient, und es andererseits dem Probanden ermöglicht, ein Hochrutschen der Auflage während der Tests zu verhindern.

Durch einen komplexen, an die individuellen anatomischen Voraussetzungen anpassbaren Hüft- und Beckenfixierungsmechanismus werden die unteren Extremitäten durch von ventral angebrachte Ober- und Unterschenkelkissen fixiert, sowie von dorsal durch ein mit der Unterkante in der Kniekehle abschließendes weiteres Oberschenkelkissen. Die Beckenfixierung erfolgt mit einem gepolsterten Gurt, welcher auf Höhe der Spinae iliacae superior anterior angelegt wird. Nach abgeschlossener Fixation sind die Hüft- und Kniegelenke des Probanden leicht gebeugt (s. Abbildung 3-10).

3.5 Statistische Auswertung und Ergebnisdarstellung

Die bei den Tests von der Rechnereinheit des CYBEX NORM™-Systems aufgezeichneten Originalmessdaten wurden tabellarisch in Excel 2000 eingelesen und zur Berechnung zusammengesetzter Variablen verwendet.
Die statistische Prüfung des Datenmaterials erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 10.0 und Excel 2000 nach Prüfung der Anwendungsvorraussetzungen wie folgt:

- Vergleiche innerhalb der Gruppen wurden mit dem Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben überprüft
- Vergleiche zwischen den Gruppen wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben überprüft
- Mittelwerts-, Median- und Standardabweichungsberechnungen kamen zum Einsatz

Auf der Basis des 95 %-igen Konfidenzintervalls wurden die Unterschiede entsprechend ihrer Irrtumswahrscheinlichkeit (p) wie folgt bewertet:

$p > 0{,}05$ = nicht signifikant (ns)

$p \leq 0{,}05$ = signifikant (∗)

$p \leq 0{,}01$ = sehr signifikant (∗∗)

$p \leq 0{,}001$ = höchst signifikant (∗∗∗)

Bei Irrtumswahrscheinlichkeiten von $0{,}05 < p < 0{,}1$ wird im folgenden zusätzlich von einem statistischen Trend oder einer statistischen Tendenz (*) gesprochen.

4 Ergebnisse

Es wurden die folgenden Variablen/ Zielgrößen untersucht:

- absolutes Drehmomentmaximum der lumbal/ thorakalen Flexoren [Nm, N]
- absolutes Drehmomentmaximum der lumbal/ thorakalen Extensoren [Nm, N]
- Absolute Abweichung von der Prozentvorgabe hinsichtlich des Drehmomentmaximums der lumbal/ thorakalen Flexoren [%]
- Absolute Abweichung von der Prozentvorgabe hinsichtlich des Drehmomentmaximums der lumbal/ thorakalen Extensoren [%]
- Relative Abweichung von der Prozentvorgabe hinsichtlich des Drehmomentmaximums der lumbal/ thorakalen Flexoren [%]
- Relative Abweichung von der Prozentvorgabe hinsichtlich des Drehmomentmaximums der lumbal/ thorakalen Extensoren [%]

4.1 Erzielte Maximalkraftwerte

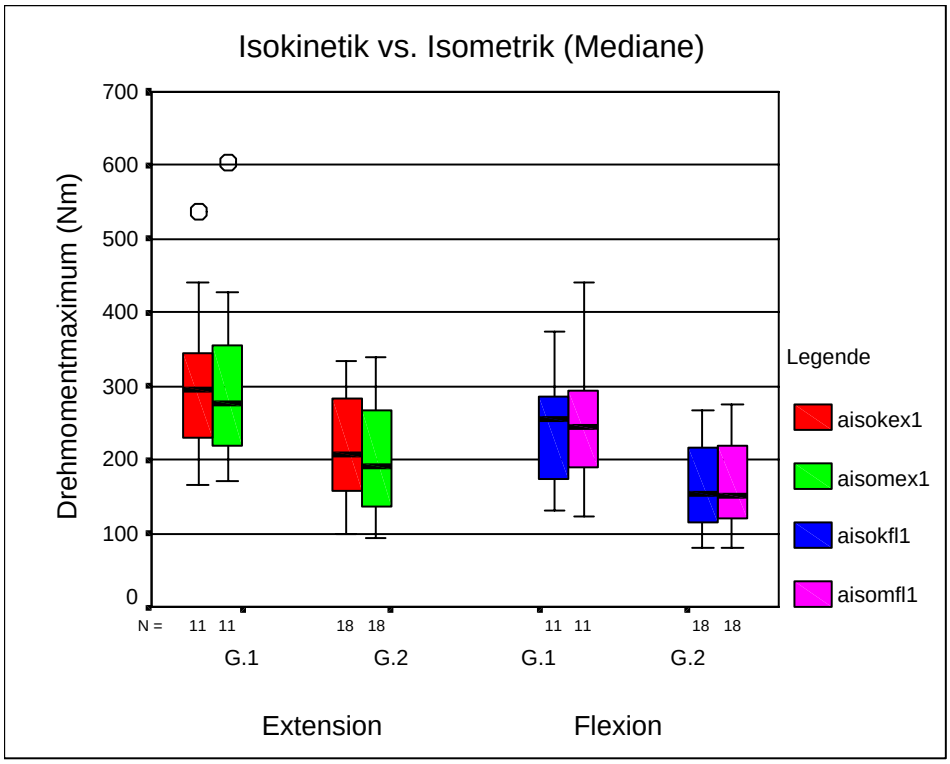
4.1.1 Vergleich der Ergebnisse Isokinetik versus Isometrik

(Abbildung 4-1/ Tabelle 4-1)

Gruppe 1 erzielte isokinetisch höhere Ergebnisse als isometrisch, sowohl bei der Extension als auch bei der Flexion. Diese Unterschiede sind statistisch jedoch nicht signifikant.

Auch Gruppe 2 erreichte höhere Werte isokinetisch als isometrisch, sowohl bei der Extension als auch bei der Flexion. Bei der statistischen Überprüfung ließ sich hierbei ebenfalls keine Signifikanz nachweisen.

Abbildung 4-1



Vergleich Isokinetik - Isometrik

		Extension		Flexion	
Gruppe		**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
	MW ik	306,5	216,0	243,5	168,2
	MW im	307,1	205,3	253,5	168,4
Med ik		295,0	208,0	254,0	154,0
Med im		276,0	191,5	245,0	152,0
Stabw ik		110,1	71,9	78,6	61,6
Stabw im		127,9	83,0	94,0	63,3
p-Wert		O,722	O,144	O,212	O,862
Signifikanz		ns	ns	ns	ns

Abbildung 4-1: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der Maximalkraftwerte

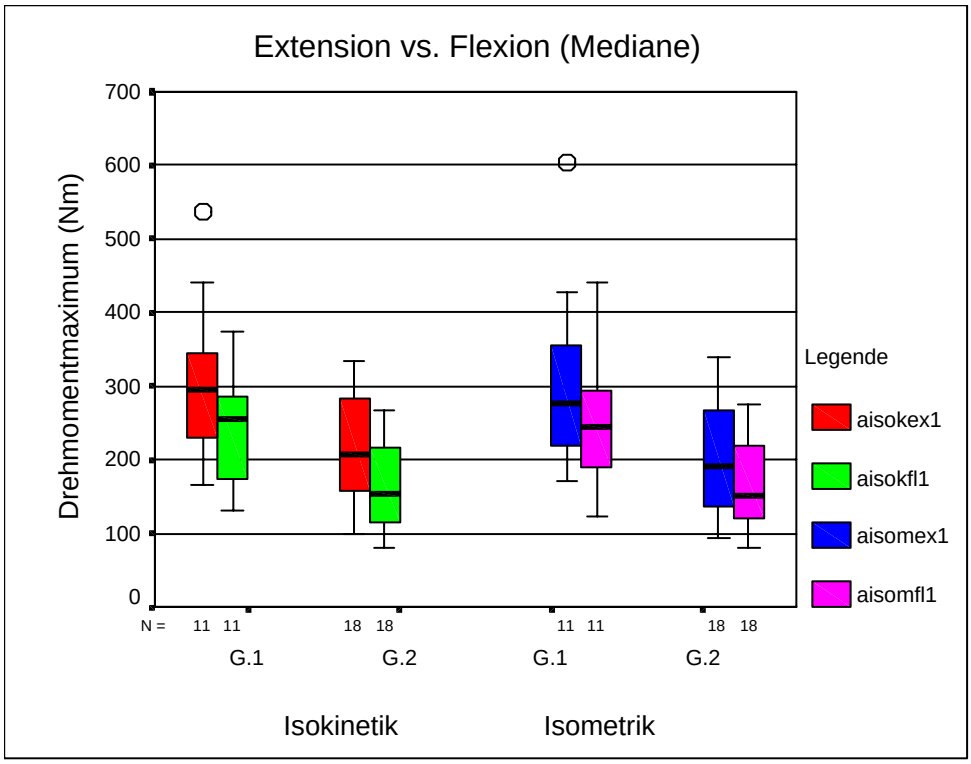
4.1.2 Vergleich der Ergebnisse Extension versus Flexion

(Abbildung 4-2/Tabelle 4-2)

Gruppe 1 erzielte in der Extension höhere Ergebnisse als in der Flexion. Dieses Ergebnis war für die Isokinetik signifikant (Extensionswerte um 16,1 % höher als Flexionswerte) und für die Isometrik tendenziell höher (Extensionswerte um 12,7 % höher als Flexionswerte).

Gruppe 2 erzielte in der Extension höhere Ergebnisse als in der Flexion, sowohl isokinetisch als auch isometrisch, wobei die Unterschiede isokinetisch höchst (Extensionswerte um 35,1 % höher als Flexionswerte) und isometrisch sehr signifikant waren (Extensionswerte um 26,0 % höher als Flexionswerte).

Abbildung 4-2



Vergleich Extension - Flexion

	Isokinetik		Isometrik	
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW Ex	306,5	216,0	307,1	205,3
MW Fl	243,5	168,2	253,5	168,4
Med Ex	295,0	208,0	276,0	191,5
Med Fl	254,0	154,0	245,0	152,0
Stabw Ex	110,1	71,9	127,9	83,0
Stabw Fl	78,6	61,6	94,0	63,3
p-Wert	O,026	O,001	O,068	O,005
Signifikanz	*	***	(*)	**

Abbildung 4-2: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der Maximalkraftwerte

4.1.3 Vergleich zwischen den Gruppen

(Abbildung 4-1 und 4-2)

Es lässt sich feststellen, dass die Probanden aus G.1 sowohl bei der Isokinetik höhere Werte erzielten als die Probanden aus G.2 (um 41,8 % höher für Extension und 64,9 % für Flexion) als auch bei der Isometrik (um 44,1 % höher für Extension und 61,2 % für Flexion). Die Unterschiede zwischen G.1 und G.2 waren signifikant (Ergebnisse s. Anhang: Tabelle 13-1).

4.2 Absolute Abweichungen von den Prozentvorgaben

Anhand der Mediane der mathematischen Beträge der Abweichungen in Prozent von den Prozentvorgaben, kann unmittelbar abgelesen werden, in welchem Maße ein Testkollektiv bei der Kraftreproduktion im Schnitt vom Sollwert abweicht. Signifikante Unterschiede zwischen zwei Testgruppen ermöglichen eine Aussage über Unterschiede bezüglich der Fähigkeit, die Prozentvorgaben möglichst exakt zu reproduzieren.

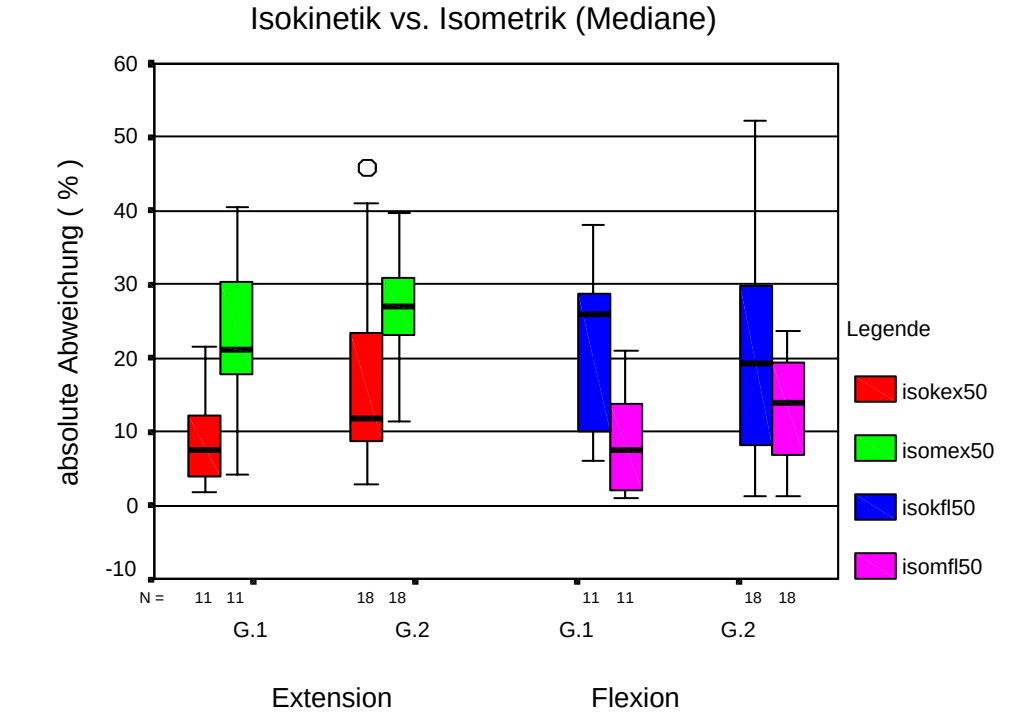
4.2.1 Vergleich der Ergebnisse Isokinetik versus Isometrik

50 Prozent (Abbildung 4-3)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen signifikant. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei 7,6 % und isometrisch bei 21,2 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 25,9 % und isometrisch bei 7,5 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen lediglich bei der Extension signifikant. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei 11,8 % und isometrisch bei 27,0 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 19,4 % und isometrisch bei 14,0 %.

Abbildung 4-3



Vergleich Isokinetik - Isometrik

	Extension		Flexion	
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW ik	9,5	17,8	21,5	21,9
MW im	22,4	26,9	8,4	13,5
Med ik	7,6	11,8	25,9	19,4
Med im	21,2	27,0	7,5	14,0
Stabw ik	6,9	13,8	11,5	16,0
Stabw im	11,5	7,0	7,00	7,0
p-Wert	O,013	O,028	O,033	O,133
Signifikanz	*	*	*	ns

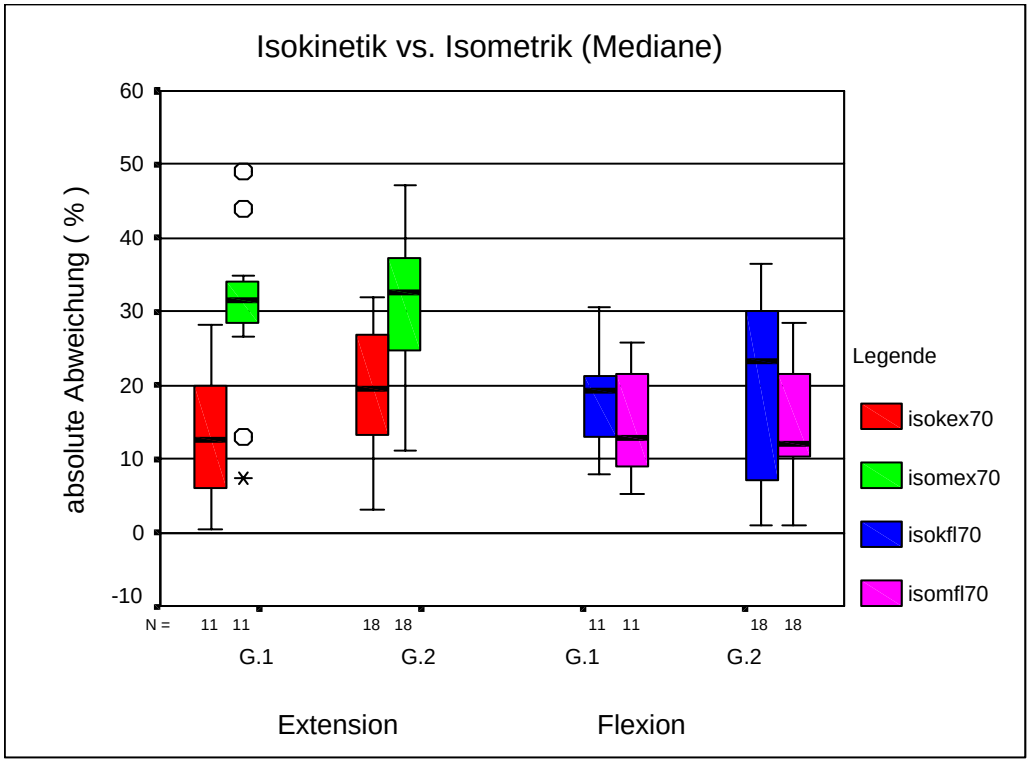
Abbildung 4-3: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der absoluten Abweichungen bei 50 %

70 Prozent (Abbildung 4-4)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen lediglich bei der Extension sehr signifikant. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei 12,5 % und isometrisch bei 31,6 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 19,3 % und isometrisch bei 12,8 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen bei der Flexion tendenziell und bei der Extension sehr signifikant. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei 19,6 % und isometrisch bei 32,5 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 23,2 % und isometrisch bei 12,1 %.

Abbildung 4-4



Vergleich Isokinetik - Isometrik

Gruppe		Extension G.1	Extension G.2	Flexion G.1	Flexion G.2
	MW ik	13,2	18,6	17,8	20,7
	MW im	30,3	31,4	15,1	14,3
Med ik		12,5	19,6	19,3	23,2
Med im		31,6	32,5	12,8	12,1
Stabw ik		9,3	9,6	6,5	12,1
Stabw im		11,9	9,9	7,4	7,8
p-Wert		O,006	O,005	O,424	O,078
Signifikanz		**	**	ns	(*)

Abbildung 4-4: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der absoluten Abweichungen bei 70 %

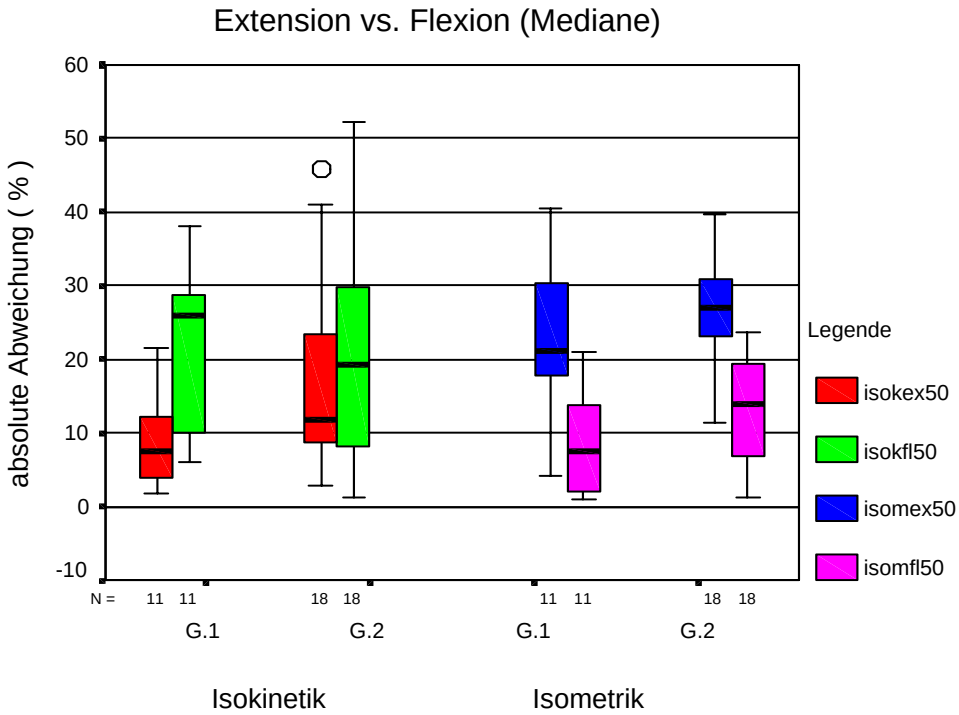
4.2.2 Vergleich der Ergebnisse Extension versus Flexion

50 Prozent (Abbildung 4-5)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion signifikant für die Isokinetik und sehr signifikant für die Isometrik. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 7,6 % und für die Flexion bei 25,9 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 21,2 % und für die Flexion bei 7,5 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion lediglich bei der Isometrik höchst signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 11,8 % und für die Flexion bei 19,4 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 27,0 % und für die Flexion bei 14,0 %.

Abbildung 4-5



Vergleich Extension - Flexion

		Isokinetik		Isometrik	.
Gruppe		**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
	MW Ex	9,5	17,8	22,4	26,9
	MW Fl	21,5	21,9	8,4	13,5
Med Ex		7,6	11,8	21,2	27,0
Med Fl		25,9	19,4	7,5	14,0
Stabw Ex		6,9	13,8	11,5	7,0
Stabw Fl		11,5	16,0	7,0	7,0
p-Wert		O,021	O,231	O,006	O,000
Signifikanz		*	ns	**	***

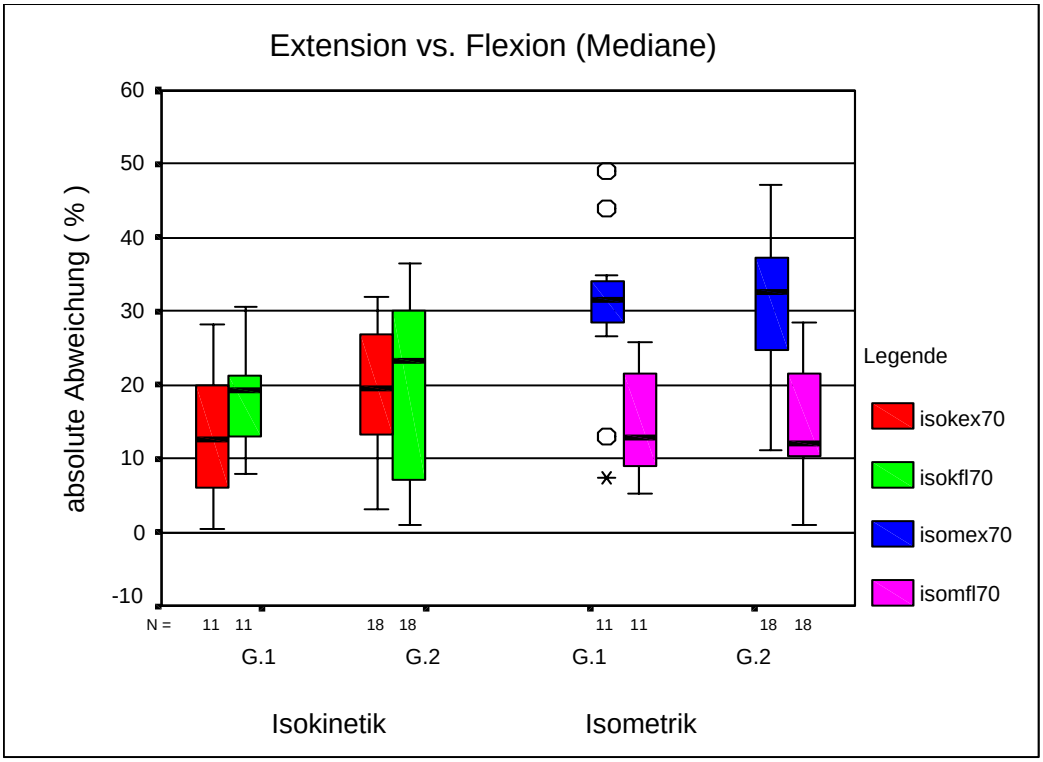
Abbildung 4-5: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der absoluten Abweichungen bei 50 %

70 Prozent (Abbildung 4-6)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion lediglich für die Isometrik sehr signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 12,5 % und für die Flexion bei 19,3 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 31,6 % und für die Flexion bei 12,8 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion lediglich bei der Isometrik höchst signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 19,6 % und für die Flexion bei 23,2 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 32,5 % und für die Flexion bei 12,1 %.

Abbildung 4-6



Vergleich Extension - Flexion

	Isokinetik		Isometrik	
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW Ex	13,2	18,6	30,3	31,4
MW Fl	17,8	20,7	15,1	14,3
Med Ex	12,5	19,6	31,6	32,5
Med Fl	19,3	23,2	12,8	12,1
Stabw Ex	9,3	9,6	11,9	9,9
Stabw Fl	6,5	12,1	7,4	7,8
p-Wert	O,328	O,557	O,003	O,000
Signifikanz	ns	ns	**	***

Abbildung 4-6: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der absoluten Abweichungen bei 70 %

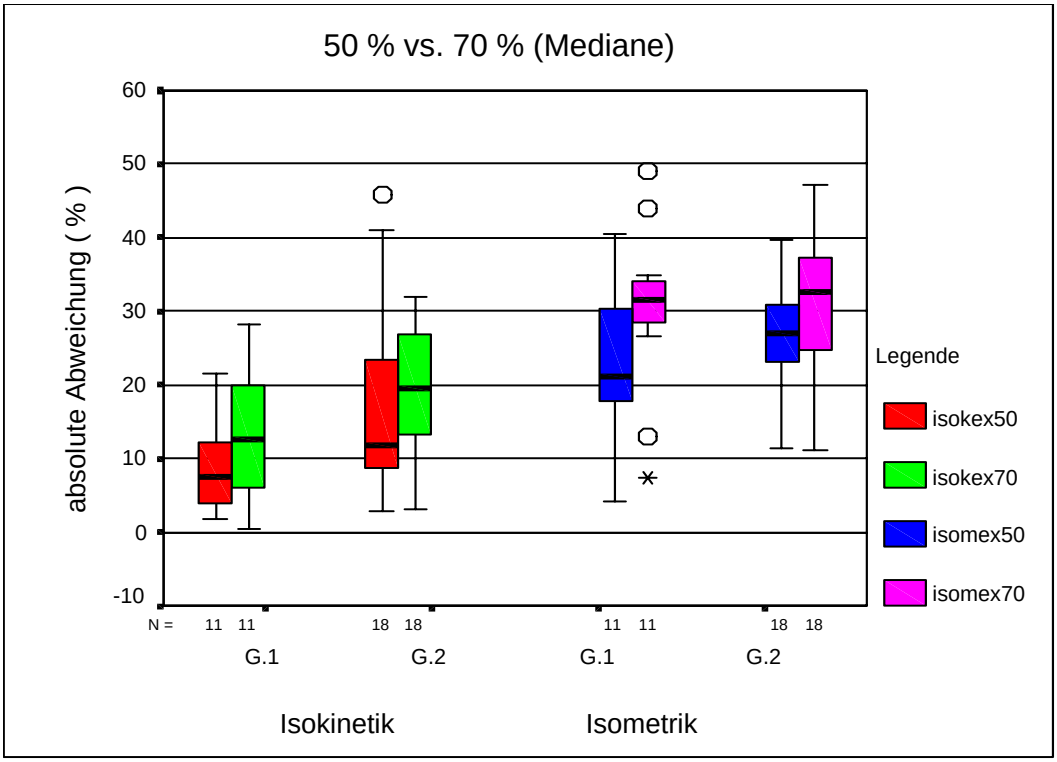
4.2.3 Vergleich der Ergebnisse 50 % versus 70 %

Extension (Abbildung 4-7)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen bei 50 % und 70 % lediglich für die Isometrik sehr signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 7,6 % und für 70 % bei 12,5 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 21,2 % und für 70 % bei 31,6 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen bei 50 % und 70 % lediglich bei der Isometrik signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 11,8 % und für 70 % bei 19,6 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 27,0 % und für 70 % bei 32,5 %.

Abbildung 4-7



Vergleich 50 % - 70 %

	Isokinetik		Isometrik	
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW 50 %	9,5	17,8	22,4	26,9
MW 70 %	13,2	18,6	30,3	31,4
Med 50 %	7,6	11,8	21,2	27,0
Med 70 %	12,5	19,6	31,6	32,5
Stabw 50 %	6,9	13,8	11,5	7,0
Stabw 70 %	9,3	9,6	11,9	9,9
p-Wert	O,182	O,845	O,010	O,028
Signifikanz	ns	ns	**	*

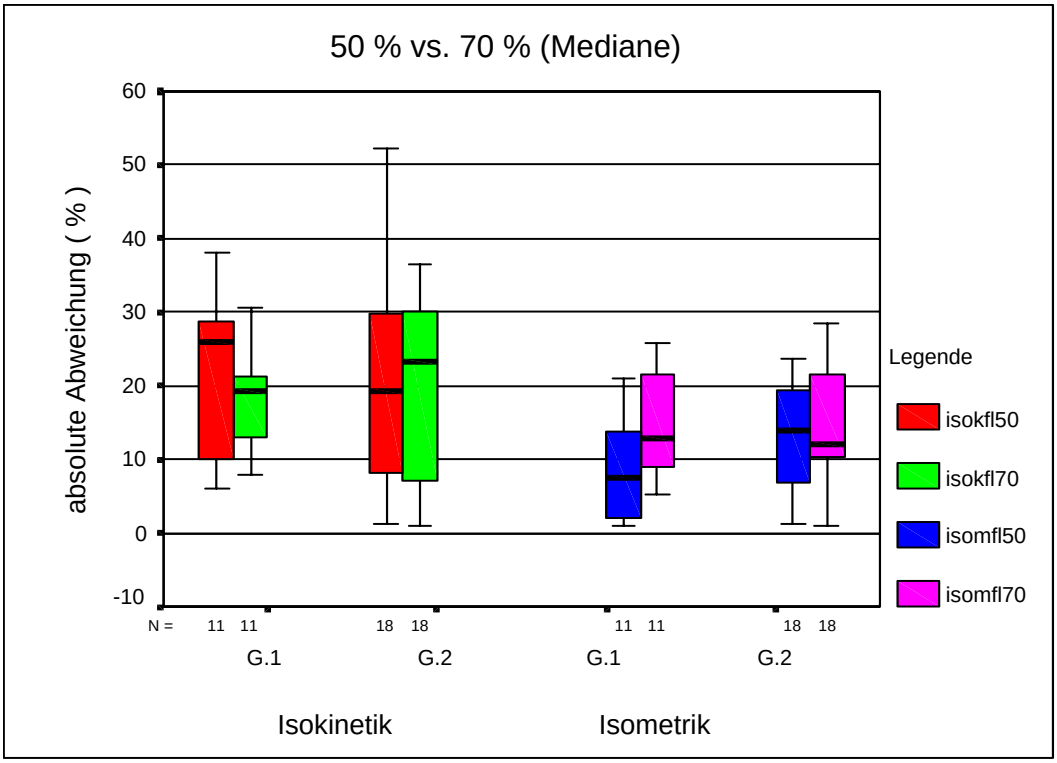
Abbildung 4-7: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der absoluten Abweichungen bei Extension

Flexion (Abbildung 4-8)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen bei 50 % und 70 % lediglich für die Isometrik sehr signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 25,9 % und für 70 % bei 19,3 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 7,5 % und für 70 % bei 12,8 %.

Für Gruppe 2 konnte bezüglich der Unterschiede zwischen den Abweichungen 50 % und 70 % keine Signifikanz nachgewiesen werden. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 19,4 % und für 70 % bei 23,2 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 14,0 % und für 70 % bei 12,1 %.

Abbildung 4-8



Vergleich 50 % - 70 %

	Isokinetik		Isometrik	
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW 50 %	21,5	21,9	8,4	13,5
MW 70 %	17,8	20,7	15,1	14,3
Med 50 %	25,9	19,4	7,5	14,0
Med 70 %	19,3	23,2	12,8	12,1
Stabw 50 %	11,5	16,0	7,0	7,0
Stabw 70 %	6,5	12,1	7,4	7,8
p-Wert	O,248	O,711	O,008	O,679
Signifikanz	ns	ns	**	ns

Abbildung 4-8: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der absoluten Abweichungen bei Flexion

4.2.4 Vergleich der absoluten Abweichungen zwischen den Gruppen

(Abbildung 4-3 bis 4-8)

Mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests wurde überprüft, ob bezüglich der absoluten Abweichungen signifikante Unterschiede zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bestehen. Es konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der absoluten Abweichungen zwischen den Gruppen festgestellt werden (Ergebnisse s. Anhang: Tabelle 13-2).

4.3 Relative Abweichungen von den Prozentvorgaben

Für die folgende Auswertung wurden die relativen Abweichungen der reproduzierten Kraftwerte in Prozent von den Prozentvorgaben verwendet. Dies lässt eine Aussage zur Richtung der Abweichung von der Vorgabe zu, das heißt ob die Probanden dazu neigten, die Prozentvorgaben eher positiver oder negativer als gefordert einzustellen.

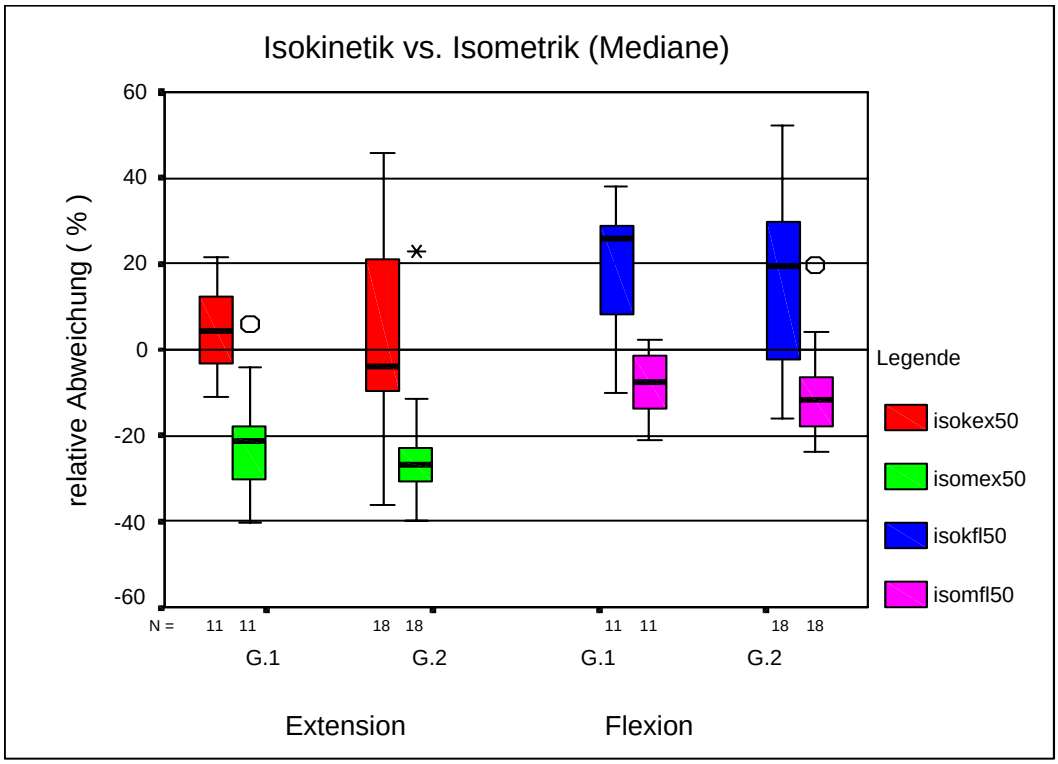
4.3.1 Vergleich der Ergebnisse Isokinetik versus Isometrik

50 Prozent (Abbildung 4-9)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen sehr signifikant. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei 4,4 % und isometrisch bei -21,2 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 25,9 % und isometrisch bei -7,5 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen höchst signifikant. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei -3,9 % und isometrisch bei -27,0 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 19,4 % und isometrisch bei -11,8 %.

Abbildung 4-9



Vergleich Isokinetik - Isometrik

	Extension		Flexion	.
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW ik	4,9	5,3	18,5	17,3
MW im	-21,4	-24,3	-7,7	-10,4
Med ik	4,4	-3,9	25,9	19,4
Med im	-21,2	-27,0	-7,5	-11,8
Stabw ik	10,9	22,3	16,2	21,2
Stabw im	13,6	13,7	7,8	11,2
p-Wert	O,010	O,001	O,003	O,001
Signifikanz	**	***	**	***

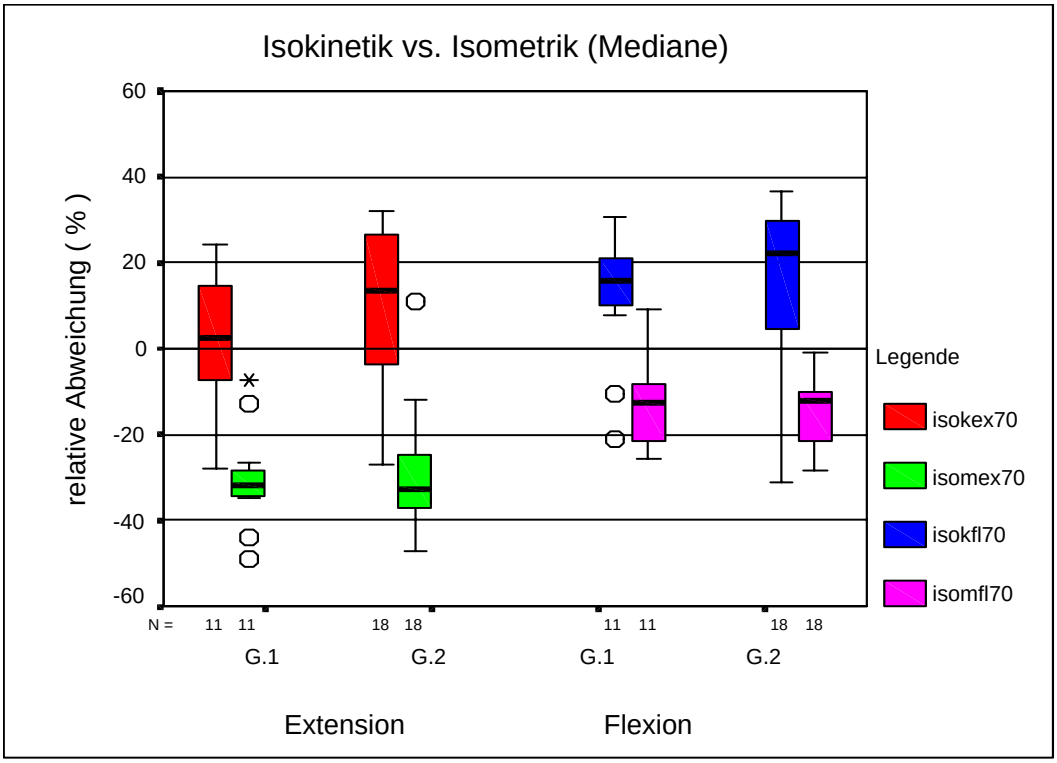
Abbildung 4-9: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der relativen Abweichungen bei 50 %

70 Prozent (Abbildung 4-10)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen sehr signifikant. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei 2,4 % und isometrisch bei -31,6 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 15,8 % und isometrisch bei -12,8 %.

Für Gruppe 2 konnte hinsichtlich der Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Abweichungen statistisch höchste Signifikanz belegt werden. Für die Extension lagen die Abweichungen isokinetisch bei 13,5 % und isometrisch bei -32,5 %. Für die Flexion lagen die Abweichungen isokinetisch bei 22,4 % und isometrisch bei -12,1 %.

Abbildung 4-10



Vergleich Isokinetik - Isometrik

	Extension		Flexion	.
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW ik	3,0	7,7	12,0	15,7
MW im	-30,3	-30,1	-13,5	-14,3
Med ik	2,4	13,5	15,8	22,4
Med im	-31,6	-32,5	-12,8	-12,1
Stabw ik	16,3	19,9	15,2	18,4
Stabw im	11,9	13,4	10,3	7,8
p-Wert	O,003	O,001	O,003	O,000
Signifikanz	**	***	**	***

Abbildung 4-10: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der relativen Abweichungen bei 70 %

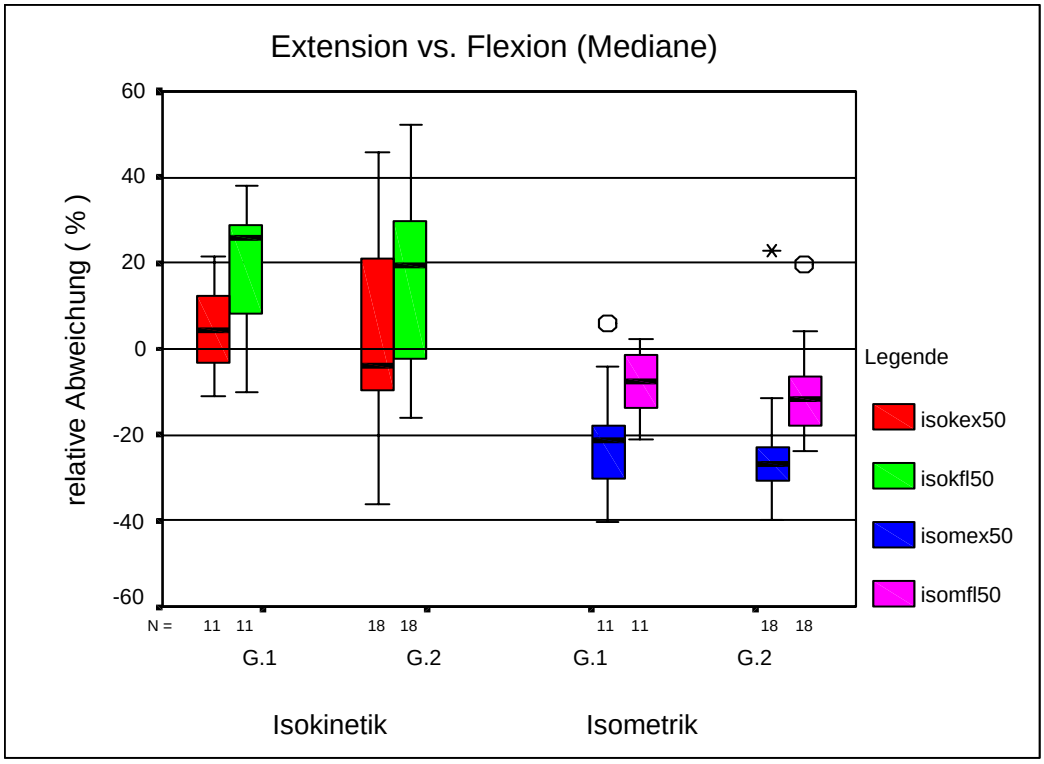
4.3.2 Vergleich der Ergebnisse Extension versus Flexion

50 Prozent (Abbildung 4-11)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 4,4 % und für die Flexion bei 25,9 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei -21,2 % und für die Flexion bei -7,5 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion bei der Isokinetik sehr und bei der Isometrik höchst signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei -3,9 % und für die Flexion bei 19,4 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei -27,0 % und für die Flexion bei -11,8 %.

Abbildung 4-11



Vergleich Extension - Flexion

	Isokinetik		Isometrik	.
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW Ex	4,9	5,3	-21,4	-24,3
MW Fl	18,5	17,3	-7,7	-10,4
Med Ex	4,4	-3,9	-21,2	-27,0
Med Fl	25,9	19,4	-7,5	-11,8
Stabw Ex	10,9	22,3	13,6	13,7
Stabw Fl	16,2	21,2	7,8	11,2
p-Wert	O,016	O,010	O,013	O,000
Signifikanz	*	**	*	***

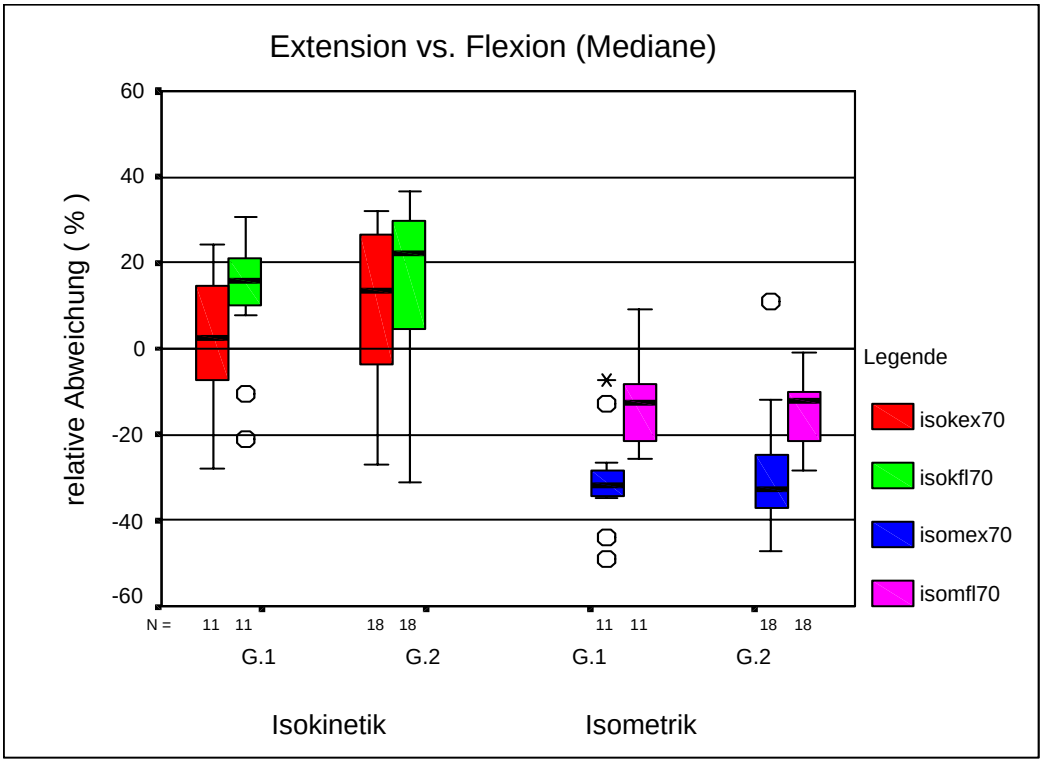
Abbildung 4-11: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der relativen Abweichungen bei 50 %

70 Prozent (Abbildung 4-12)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion lediglich für die Isometrik sehr signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 2,4 % und für die Flexion bei 15,8 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei -31,6 % und für die Flexion bei -12,8 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen der Extension und Flexion bei der Isokinetik tendenziell und bei der Isometrik höchst signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für die Extension bei 13,5 % und für die Flexion bei 22,4 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für die Extension bei -32,5 % und für die Flexion bei -12,1 %.

Abbildung 4-12



Vergleich Extension - Flexion

	Isokinetik		Isometrik	
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW Ex	3,0	7,7	-30,3	-30,1
MW Fl	12,0	15,7	-13,5	-14,3
Med Ex	2,4	13,5	-31,6	-32,5
Med Fl	15,8	22,4	-12,8	-12,1
Stabw Ex	16,3	19,9	11,9	13,4
Stabw Fl	15,2	18,4	10,3	7,8
p-Wert	O,110	O,085	O,003	O,001
Signifikanz	ns	(*)	**	***

Abbildung 4-12: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der relativen Abweichungen bei 70 %

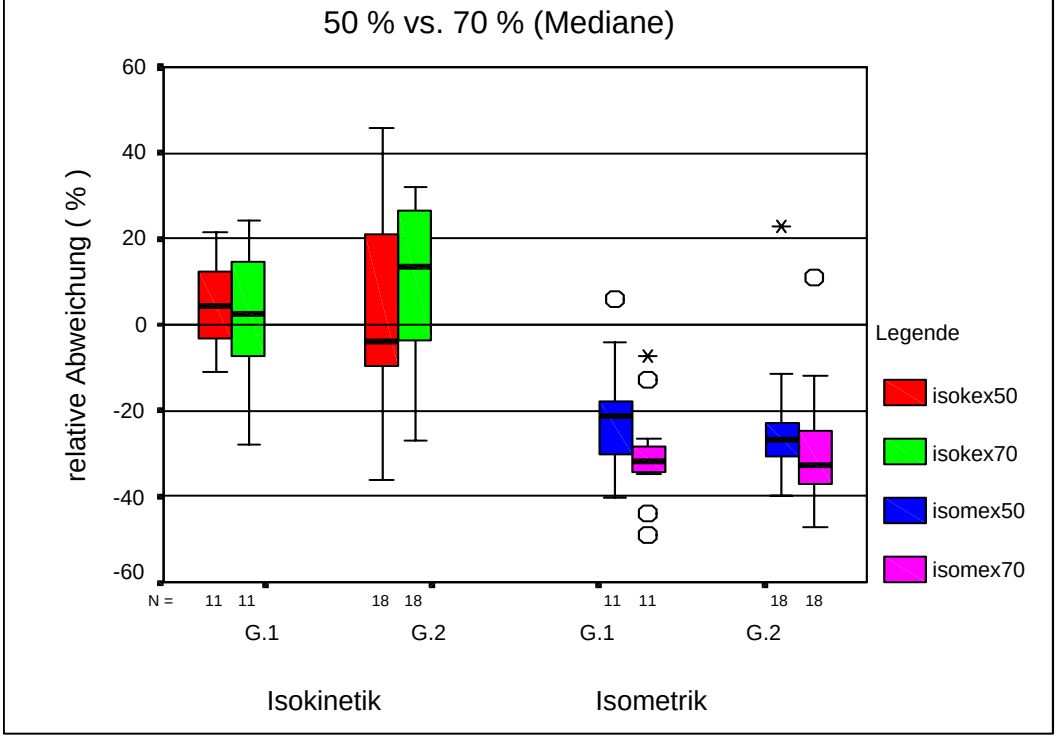
4.3.3 Vergleich der Ergebnisse 50 % versus 70 %

Extension (Abbildung 4-13)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen bei 50 % und 70 % lediglich für die Isometrik sehr signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 4,4 % und für 70 % bei 2,4 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei -21,2 % und für 70 % bei -31,6 %.

Für Gruppe 2 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen bei 50 % und 70 % lediglich bei der Isometrik sehr signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei -3,9 % und für 70 % bei 13,5 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei -27,0 % und für 70 % bei -32,5 %.

Abbildung 4-13



Vergleich 50 % - 70 %

	Isokinetik		Isometrik	
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW 50 %	4,9	5,3	-21,4	-24,3
MW 70 %	3,0	7,7	-30,3	-30,1
Med 50 %	4,4	-3,9	-21,2	-27,0
Med 70 %	2,4	13,5	-31,6	-32,5
Stabw 50 %	10,9	22,3	13,6	13,7
Stabw 70 %	16,3	19,9	11,9	13,4
p-Wert	O,722	O,647	O,010	O,004
Signifikanz	ns	ns	**	**

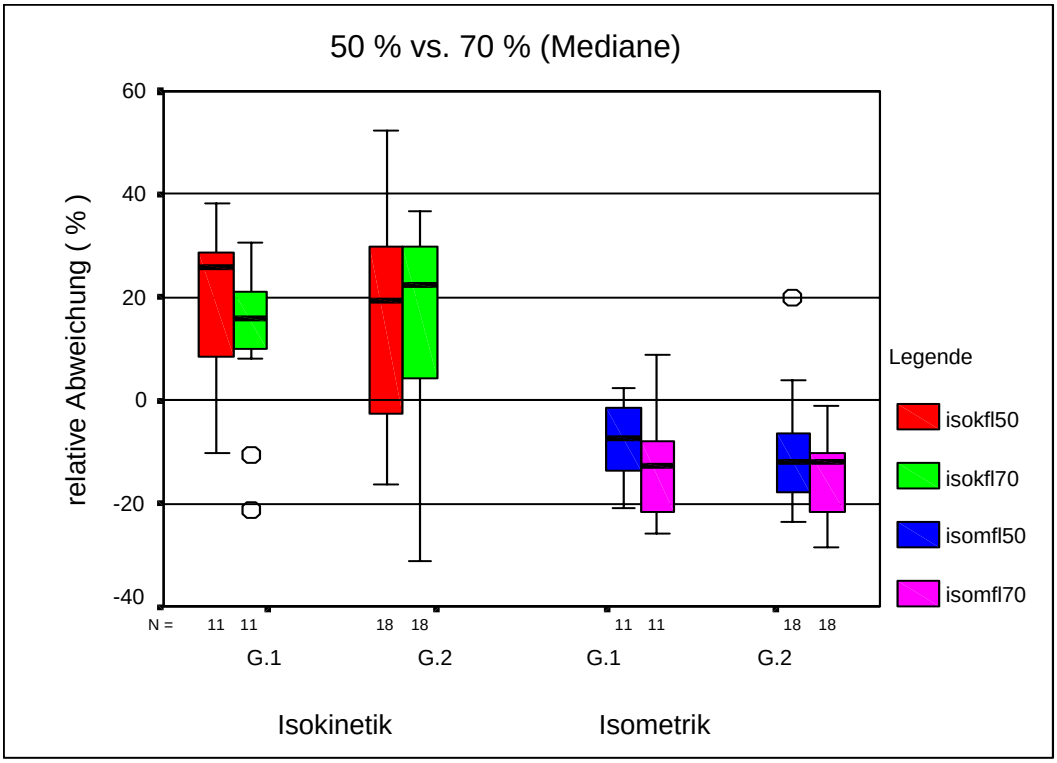
Abbildung 4-13: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der relativen Abweichungen bei Extension

Flexion (Abbildung 4-14)

Für Gruppe 1 waren die Unterschiede zwischen den Abweichungen bei 50 % und 70 % signifikant. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 25,9 % und für 70 % bei 15,8 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei -7,5 % und für 70 % bei -12,8 %.

Für Gruppe 2 konnte bezüglich der Unterschiede zwischen den Abweichungen bei 50 % und 70 % keine Signifikanz nachgewiesen werden. Isokinetisch lagen die Abweichungen für 50 % bei 19,4 % und für 70 % bei 22,4 %. Isometrisch lagen die Abweichungen für 50 % bei -11,8 % und für 70 % bei -12,1 %.

Abbildung 4-14



Vergleich 50 % - 70 %

	Isokinetik		Isometrik	.
Gruppe	**G.1**	**G.2**	**G.1**	**G.2**
MW 50 %	18,5	17,3	-7,7	-10,4
MW 70 %	12,0	15,7	-13,5	-14,3
Med 50 %	25,9	19,4	-7,5	-11,8
Med 70 %	15,8	22,4	-12,8	-12,1
Stabw 50 %	16,2	21,2	7,8	11,2
Stabw 70 %	15,2	18,4	10,3	7,8
p-Wert	O,026	O,472	O,016	O,157
Signifikanz	*	ns	*	ns

Abbildung 4-14: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der relativen Abweichungen bei Flexion

4.3.4 Vergleich der relativen Abweichungen zwischen den Gruppen

(Abbildung 4-9 bis 4-14)

Mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests wurde überprüft, ob bezüglich der relativen Abweichungen signifikante Unterschiede zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 bestehen. Es konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der relativen Abweichungen zwischen den Gruppen festgestellt werden (Ergebnisse s. Anhang: Tabelle 13-2).

5 Diskussion

5.1 Methodenkritik

Nach Beendigung aller Untersuchungen und dazugehöriger Auswertungen soll versucht werden, Methoden und Abläufe in ein kritisches Licht zu rücken, um eventuelle Fehler und Mängel aufzudecken, die in folgenden Studien korrigiert werden könnten.

5.1.1 Objektivität/ Validität/ Reliabilität

Bereits 1961 wurden diese drei Hauptgütekriterien von Lienert für einen wissenschaftlichen Test benannt [37].

Objektivität :

Die Durchführungsobjektivität wurde in der vorliegenden Untersuchung wie folgt gewährleistet: Die räumlichen Testbedingungen waren bei allen Messungen, mit Ausnahme der sich im Trainingsraum der SPOMED aufhaltenden Personen, konstant. Es wurden sowohl standardisierte apparative Systeme, wie beispielsweise das CYBEX NORM™, das TEF-Modul und das Laufband, als auch standardisierte Messbedingungen, wie z.B. das Aufwärmen und die Positionierung/ Fixierung der Probanden im TEF, verwendet. Standardisierte Informationen und Bewegungsanweisungen durch den bei allen Test- und Trainingsterminen identischen Testleiter an die Testpersonen dienten dem gleichen Zweck.

Ein hohes Maß an Auswertungs- und Interpretationsobjektivität sicherte einerseits die weitgehend computergestützte Erfassung und Weiterverarbeitung der Messdaten, welche Fehlermöglichkeiten beim Ablesen oder Übertragen von Rohwerten minimiert, andererseits erfolgte eine Objektivierung durch Verwendung anerkannter statistischer Verfahren und die Interpretation/ Diskussion der Ergebnisse an der gesichteten Literatur.

Abschließend soll an dieser Stelle noch auf die Problematik der Vergleichbarkeit der Ergebnisse von verschiedenen mit isokinetischen und isometrischen Analysesystemen durchgeführten Studien hingewiesen werden: Selbst bei Verwendung des gleichen apparativen Systems (keine gerätespezifischen Differenzen) sind Ergebnisvergleiche zweier Studien häufig durch unterschiedliche Meßbedingungen, die durch die zahlreichen Einstellungsmöglichkeiten der Geräte geradezu provoziert werden, nur begrenzt möglich [38], [59].

Validität :

Auf die für den verwendeten CYBEX-Dynamometer anzunehmende hohe Messgenauigkeit der Winkelpositionen und Drehmomente wurde bereits hingewiesen. BEMBEN et al. (1988) untersuchten die Genauigkeit der Geschwindigkeitseinstellung und der ermittelten Drehmomentmaxima. Die errechneten Abweichungen für eine Geschwindigkeit von unter 60 °/s lagen unter zwei Prozent bzw. unter einem Prozent und waren somit nicht signifikant [4]. Daher bedarf auf der Seite des apparativen Systems vor allem noch die mittels Probandenfixierung im TEF-Modul angestrebte Isolation der Hauptfunktionsmuskulatur der Diskussion:

Der Stabilisierung des Beckens kommt bei lumbalen Funktionsanalysen eine entscheidende Bedeutung zu [60]. Bei frei beweglichem Becken sind Versuche, die lumbale Funktion zu messen, zum Scheitern verurteilt [28]; statt dessen würde man eine unbekannte Kombination aus Hüft- und Lumbalfunktion messen. Die in Kapitel 3.4.2.1 detailliert beschriebene Hüft- /Beckenfixierung diente daher einerseits dazu, die Unterstützung der Rumpfflexion durch eine dynamische Aktion der starken Hüftflexoren, wie z.B. den M. iliopsoas oder den M. rectus femoris, zu verhindern und andererseits dazu, die Unterstützung der Rumpfextension durch eine dynamische Aktion der Hüftextensoren, wie beispielsweise den M. glutaeus maximus oder die Mm. ischiocrurales, zu verhindern [68]. Auf Grund des sehr strammen Anziehens des auf Höhe der Spina iliaca superior anterior angebrachten Beckengurtes konnte dieses Ziel größtenteils erreicht werden. Während der Flexionsbewegung war nur eine geringe Beckenkippung nach ventral, während der Extensionsbewegung ein Wiederaufrichten des Beckens gleichen Ausmaßes zu beobachten. Demzufolge kann von einer nur minimalen Beteiligung der Hüftbeuger und -strecker an den Bewegungen ausgegangen werden.

Einen weiteren für die Ergebnisse bedeutsamen Faktor stellen bei Rumpfmuskelkraftanalysen die Testpersonen selber dar. Die Ergebnisse von Rumpfmuskelkraftanalysen sind valider, wenn die Testpersonen mit dem Testgerät und -verfahren vertraut sind [17], [31], [41]. So beobachteten NEWTON et al. (1993) im Rahmen einer Rumpfkraftanalyse am Cybex II Back Testing System einen signifikanten Lerneffekt zwischen dem ersten

Untersuchungsgang und dem einige Tage darauffolgenden zweiten. Dieser Effekt äußerte sich in einer Maximalkraftsteigerung, welche bis zu 16 Prozent betrug [41].

Dem wurde in der vorliegenden Untersuchung insofern Rechnung getragen, als dass den Testpersonen durch einen separaten Trainingstermin eine Gewöhnung an das apparative System und an das Testverfahren ermöglicht wurde. Um ein hohes Maß an Motivation sicherzustellen, die eine weitere Voraussetzung für valide Messwerte darstellt, wurden die Probanden (wie in Kapitel 3.3 beschrieben) standardisiert verbal motiviert.

Reliabilität :

Das CYBEX TEF-Modul wird in Studien in bezug auf die Messung der Rumpfmuskelkraft oft als reliables Mittel zitiert. SMITH et al. (1985) ermittelten im Rahmen einer Rumpfkraftanalyse am CYBEX TEF-Modul Korrelationskoeffizienten von 0,80 bis 0,99 und wiesen somit die Reliabiliät nach [61]. In einer vergleichbaren Untersuchung erhielten TIMM et al. (1992) ähnliche Ergebnisse am TEF-Modul. Der Korrelationskoeffizient lag bei 0,99 [66].

Um das in dieser Studie angewandte Studiendesign auf seine Reliabilität hin zu überprüfen, wurde eine Test-Retest-Untersuchung mit sieben Probanden durchgeführt. In einem Zeitraum von zwölf Wochen wurden die Retestpersonen zweimal gemessen. Die Testbedingungen und der Ablauf entsprachen den bereits geschilderten.

Es wurde das Ausmaß an Übereinstimmung der Test- zu den Retestresultaten überprüft, gemäss der von Bland-Altmann empfohlenen Methode [16].

Demzufolge bildet man aus den Test- und Retestresultaten die Differenzen und hieraus den zugehörigen Mittelwert. Ferner ermittelt man die Standardabweichung der Differenzen. Der errechnete Bereich von zwei Standardabweichungen über und unter der mittleren Differenz ergibt das 95 %-Konfidenzintervall, innerhalb dessen alle Differenzen aus Test- und Retestresultaten liegen sollen. Sofern dies erfüllt ist, liegt Reliabilität [18] hinsichtlich des Testverfahrens vor [16]. Alle isokinetischen und isometrischen Extensions- und Flexionsuntersuchungen erfüllten diese Bedingung.

5.1.2 Der Stichprobenumfang

Ein Ausbau des Stichprobenumfangs von n = 29 hätte genauere Ergebnisse liefern können. Da sich bei kleiner Probandenzahl schon einzelne Ausreißer stark gewichten, hätten sich unter Umständen eindeutigere Ergebnisse bei einem erweiterten Stichprobenumfang zeigen können. Jedoch arbeiteten auch andere Untersucher mit ähnlich kleinen Probandenzahlen (siehe HASUE et al. [21], PARKKOLA et al. [43], REID et al. [48] und SWARD et al. [63]).

5.1.3 Das CYBEX TEF-Modul

Das CYBEX TEF-Modul, welches in bezug auf die Messung der Rumpfmuskelkraft oft als reliables (r = 0,80 bis 0,99) Mittel zitiert wird [61], [66], weist jedoch, wie alle dem gleichen Zweck dienenden, derzeitig auf dem Markt befindlichen isokinetischen Testmaschinen, einen konstruktiven Mangel auf: Es wird eine einachsige Scharniergelenksbewegung simuliert. Die Messung der

Drehmomente erfolgt dabei unter der Annahme, dass die Bewegungsachse der Testperson übereinstimmt mit derjenigen des Gerätes. Dies entspricht jedoch nicht der Realität, da an der Flexions- und Extensionsbewegung des Rumpfes zahlreiche Gelenke (Limbosakralgelenk, Zwischenwirbelgelenke der LWS und BWS) beteiligt sind [32], [62]. Diese befinden sich in unterschiedlicher Entfernung zu der Drehachse des Gerätes. Zudem verschiebt sich auch die Position der Drehachse in den Zwischenwirbelgelenken in Abhängigkeit vom jeweiligen Streckungs- bzw. Beugegrad [29]. Der Hebelarm, über den die Testperson die Kraft auf das Meßsystem überträgt, verändert sich also multifaktoriell. Eine Quantifizierung dieser Einflüsse ist nach Kenntnis des Autors in der wissenschaftlichen Literatur bislang nicht erfolgt. Isokinetische spinale Meßsysteme erfassen den lumbalen Komplex als eine einzelne funktionale Einheit und nicht als isolierte Gelenk- und Muskelkomponenten. Dies liegt darin begründet, dass die heutige Technologie noch nicht soweit verfeinert werden konnte, dass sie die isokinetische Aktivität einer einzelnen Wirbelsegmentsbewegung zu der einer anderen misst [65].

5.1.4 Die Störfaktoren während der Messverfahren

Bei Test und Retest könnte die Konzentration einzelner Probanden beeinflusst worden sein. Da der Testraum sich in einem kommerziellen Fitnessstudio befand, in dem im Messzeitraum normaler Betrieb herrschte, entstanden durchgängig zusätzliche Geräusche (Musik, Gespräche im Nebenraum, etc.). Diese Einflüsse sind jedoch als gering einzuschätzen, da sie keine Reaktion bei den Probanden hervorriefen und zudem für alle Probanden gleich auftraten.

5.1.5 Die Auswirkungen der Maximalkrafttests auf die Kraftreproduktion

Das größte Problem der Kraftreproduktionstests ergab sich aus der Intensität der Maximalkrafttests. Obwohl zwischen den zwei Serien, á sechs maximalen Wiederholungen, eine Folge von Tests bei 70 % und 50 % der Maximalkraft lagen, kann man annehmen, dass die Personen über den Verlauf der Kraftreproduktion ermüdeten. Einige der Testpersonen gaben bereits nach der ersten Serie von Maximalkrafttests an, subjektiv erschöpft zu sein. Allerdings wurden bei einer Studie zum Thema Kraftreproduktion von PFEIFER et al. [46] sogar jeweils zehn Versuche bei 33 % und 66 % der Maximalkraft innerhalb von 90 Sekunden durchgeführt. Zudem sind Wechselwirkungen zwischen der Ermüdung nach den Maximalkrafttests und den propriozeptiven Fähigkeiten der Probanden nicht auszuschließen. Eine Studie von TAIMELA et al. [64] wies ein Nachlassen der propriozeptiven Wahrnehmung nach körperlicher Ermüdung durch ein Rückenextensionstraining bei rückengesunden Personen nach. Ein negativer Einfluss von Ermüdung auf die Propriozeption konnte zudem für die unteren Extremitäten [als Gesamtsystem] (JOHNSTON et al. [27]), das Sprunggelenk (FORESTIER et al. [10]), das Kniegelenk (LATTANZIO et al. [35]) und die Schulter (PEDERSEN et al. [44], VOIGHT et al. [67]) nachgewiesen werden. Geht man davon aus, dass die Propriozeptionsleistung durch Ermüdung beeinflusst wird, so hätten zudem die Maximalkrafttests nicht am gleichen Tag wie die Kraftreproduktion durchgeführt werden dürfen. Um die Effekte der Ermüdung zu begrenzen, wurden Pausen bei der Kraftreproduktion eingelegt. Aufgrund der engen Personallage konnten die Tests nicht an verschiedenen Tagen durchgeführt werden.

5.2 Ergebnisdiskussion

Bei dem Vergleich der Maximalkraftwerte der Hobbysportler zeigte sich, dass diese weitgehend höher liegen als in der Literatur für Normalprobanden angegeben ist (s. Tabelle 5-1). Die von JEROME et al., HASUE et al. und LANGRANA et al. in foot-pound angegebenen Originaldrehmomente wurden für den Vergleich in Tabelle 5-1 über Multiplikation mit dem Faktor 1,386 in die Einheit Newtonmeter, das in pound angegebene Körpergewicht durch Multiplikation mit dem Faktor 0,454 in die Einheit Kilogramm überführt.

	n	Maximalkraft			
		Isokinetisch (Nm)		Isometrisch (N)	
Quelle		Extensoren	Flexoren	Extensoren	Flexoren
vorliegende Untersuchung					
Leistungssportler	11	306,5 ±110,1	243,5 ±78,6	307,1 ±127,9	253,5 ±94,0
Hobbysportler	18	216,0 ±71,9	168,2 ±61,6	205,3 ±83,0	168,4 ±63,3
LANGRANA et al. (1984)	76	173 ±59	111 ±33	199 ±75	107 ±37
HASUE et al. (1980)	20	171,86 ±35,07	137,49 ±28,97	176,78 ±59,88	134,86 ±37,28
JEROME et al. (1991)	57	238,93	166,36		
PARKKOLA et al. (1992)	12			109 ±42	92 ±26

Tabelle 5-1: Mittelwertvergleich isokinetischer und isometrischer Drehmomentmaxima der lumbal/ thorakalen Extensoren und Flexoren

Die Hobbysportler der vorliegenden Arbeit besitzen im Vergleich zu den von LANGRANA et al. und HASUE et al. getesteten Normalprobanden im Durchschnitt sowohl eine höhere isokinetische Maximalkraft der Flexoren (ca. 35 %) als auch der Extensoren (ca. 25 %). Bei JEROME et al. lagen die isokinetischen Maximalwerte in vergleichbarer Größenordnung wie die von uns

erhobenen Werte. Die isometrischen Flexoren- und Extensorenmaximalkräfte der Hobbysportler der vorliegenden Arbeit sind grösser (ca. 50 %) als die der Normalprobanden aus den Studien von LANGRANA et al., HASUE et al. und PARKKOLA et al.. Bei LANGRANA et al. lagen lediglich die isometrischen Maximalwerte der Extensoren in vergleichbarer Größenordnung wie die von uns erhobenen Werte.

Angesichts methodischer Unterschiede zwischen den Studien sowie des Repräsentativitätsproblems infolge der geringen Stichprobengröße der eigenen Untersuchung müssen diese unterschiedlichen Ergebnisse vorsichtig interpretiert werden.

So testeten LANGRANA et al. 50 Männer und 26 Frauen in einer sitzenden Position. Die Drehmomentmaxima der Probanden dürften dabei aufgrund der stärkeren Inaktivierung der Hüftmuskulatur geringer als im Stehen ausgefallen sein [34]. HASUE et al. führten ihre Messungen an 10 Männern und 10 Frauen mit 9 °/s aus. Aufgrund der längeren Kontaktzeiten des Aktin-Myosin-Komplexes dürften die Drehmomentmaxima der Probanden dabei höher ausgefallen sein, als wenn ebenfalls mit 30 °/s gemessen worden wäre, da aus höheren isokinetischen Messgeschwindigkeiten niedrigere Maximalkraftwerte resultieren (s. FROBÖSE, 1993).

Dass die in ihrer Freizeit aktiven Hobbysportler der vorliegenden Arbeit gegenüber Normalpersonen weitgehend über eine höhere Maximalkraft der Rumpfflexoren und –extensoren verfügen, könnte als Begleiteffekt der von ihnen praktizierten Sportarten interpretiert werden. Auch ANDERSSON et al. (1988) kommen aufgrund von Ergebnissen isometrischer Kraftanalysen bei

Athleten (unter anderem aus Leichtathletik, Fußball, Eishockey, Tennis) und Normalpersonen gewonnenen Ergebnissen zu diesem Schluss.

Die Maximalkräfte der Sportlergruppen Leistungs- und Hobbysportler in unserer Untersuchung unterschieden sich in den isokinetischen wie isometrischen Maxima statistisch nicht signifikant (s. Abbildung 4-1).

Ähnliche Übereinstimmungen ermittelten HASUE et al. (1980), die in ihren Untersuchungen ebenfalls nahezu identische Werte für isometrische und isokinetische (9 °/s) Kontraktionen registrierten (s.Tabelle 5-1).

Allgemein geht man aufgrund des von HILL postulierten reziproken Verhältnisses zwischen Kraftentwicklung und Geschwindigkeit bei einer Muskelkontraktion davon aus, dass bei Messungen der isometrischen Maximalkraft signifikant höhere Werte erzielt werden als bei Messungen der isokinetischen Maximalkraft [40]. Dieses konnte in der vorliegenden Untersuchung jedoch nicht bestätigt werden.

Eine Erklärung dafür kann in der Funktionsweise der Muskelfasern gefunden werden: Das Auftreten von sinkender Kraft bei steigender Geschwindigkeit einer Muskelkontraktion ist ein inhärenter Faktor der chemomechanischen Eigenschaften von Muskelfasern. Nach gängigen Konzepten der Muskelphysiologie ist der sich innerhalb eines Muskels entwickelnde Spannungsbetrag abhängig von der Brückenanzahl, die sich zwischen Aktin- und Myosinfilamenten während deren Ineinandergleiten bei einer Kontraktion formiert. Bei einer isometrischen Kontraktion, während derer ein relativ kleiner Betrag an Faserverkürzung auftritt, besteht theoretisch genügend Zeit zur

Ausbildung einer maximalen Anzahl an Brücken, welche somit eine maximale Spannungsentwicklung ermöglichen. Während einer Muskelkontraktion begrenzt die Kontraktionsgeschwindigkeit die Anzahl an Brücken, die ausreichend Zeit haben, sich zu formieren und verringert die Spannung, die innerhalb eines Muskels gebildet werden kann [40]. Es kann somit geschlussfolgert werden, dass die Geschwindigkeit bei den Messungen der isokinetischen Maximalkraft mit 30 °/s zu gering war, um einen signifikanten Unterschied zu den Messungen der isometrischen Maximalkraft zu ergeben. Ferner muss einschränkend angemerkt werden, dass keine Überprüfung der zugehörigen Winkelposition erfolgte, bei der die isokinetischen Maximalkraftwerte auftraten. Diese könnten somit bei einer anderen Winkelposition als der, bei der die isometrische Maximalkraftmessung durchgeführt wurde (35°), aufgetreten sein. Jedoch ermittelte Heidelberg (1998) in einer vergleichbaren Studie Winkelpositionen zwischen 30° und 40° Ventralflexion, bei der die isokinetischen Maximalkraftwerte gehäuft auftraten [22].

Die bei der Untersuchung gemessenen höheren Werte der Extension gegenüber der Flexion entsprechen dem in der Literatur angegebenen physiologischen Verhältnis. Die Leistungssportler erzielten in der Extension höhere Kraftwerte als in der Flexion. Dieser Unterschied war für die Messung der isokinetischen Maximalkraft signifikant (Extensionswerte um 16,1 % höher als Flexionswerte) und für die der isometrischen Maximalkraft tendenziell höher (Extensionswerte um 12,7 % höher als Flexionswerte).

Die Hobbysportler erzielten in der Extension höhere Kraftwerte als in der Flexion, sowohl isokinetisch als auch isometrisch (s. Abbildung 4-2), wobei die Unterschiede bei der isokinetischen Maximalkraft höchst (Extensionswerte um 35,1 % höher als Flexionswerte) und bei der isometrischen Maximalkraft sehr signifikant waren (Extensionswerte um 26,0 % höher als Flexionswerte).

Diese Extensorendominanz wird auch bei der Betrachtung der Ergebnisse anderer Studien deutlich: REID et al. (1987) ermittelten im Rahmen einer Analyse der isometrischen Rumpfkraft bei 20 Männern eine 29 %-ige Überlegenheit der Extensoren [48].

Auch LEVENE et al. (1989) beobachteten in Übereinstimmung mit der Literatur höhere Ergebnisse bei der Extension. Die an 200 Männern und 100 Frauen ermittelten isometrischen Extensionswerte lagen mindestens zehn Prozent über denen der Flexion [36].

Auch die Extensorenwerte von zehn männliche Tennisspielern aus der Untersuchung der isometrischen Maximalkraft von SWARD et al. (1990) lagen 30 Prozent über denen der Flexoren [63].

Resümierend lässt sich feststellen, dass Rumpfextensorenkräfte über denen der Flexoren liegen, was sowohl für die isometrische als auch für die isokinetische Maximalkraft festgestellt werden kann. Die meisten Autoren stimmen darin überein, dass das Verhältnis von Extensoren- zu Flexorenkräften zwischen 1,0 und 2,0 liegt, wobei 1,3 der am häufigsten genannte Wert ist. Dieses liegt in der größeren Muskelmasse und –länge begründet. Die Rumpfextensoren seien eine der Schwerkraft entgegengerichtete Muskulatur, welche häufiger im täglichen Leben genutzt wird [3].

Es lässt sich feststellen, dass die Probanden aus der Leistungssportlergruppe sowohl bei der Messung der isokinetischen Maximalkraft höhere Werte erzielten als die Probanden aus der Hobbysportlergruppe (um 41,8 % höher für Extension und 64,9 % für Flexion) als auch bei der Messung der isometrischen Maximalkraft (um 44,1 % höher für Extension und 61,2 % für Flexion), (s. Abbildung 4-1 und 4-2). Die Unterschiede zwischen den Sportlergruppen waren signifikant (s. Anhang: Tabelle 13-1).

Ähnliche Ergebnisse finden sich auch in den Arbeiten von PELTONEN et al. (1998) und ANDERSSON et al. (1988) in bezug auf Untersuchungen zwischen Athleten und einem Normprobandenkollektiv [45], [1]. Die 49 Athleten bei PELTONEN et al. (1998), bestehend aus Turnerinnen, Eiskunstläuferinnen und Balletttänzerinnen zeigten eine signifikant größere isometrische Rumpfkraft als die aus 17 weiblichen Probanden bestehende Kontrollgruppe (um ca. 25 % größer für Extension und ca. 50 % für Flexion).

ANDERSSON et al. (1988) verglichen die isokinetischen Rumpfkraftwerte von 57 männlichen Athleten aus dem Bereich Fußball, Ringen und Turnen mit denen einer Kontrollgruppe aus 87 männlichen Probanden. Die Kraftwerte der Athleten waren signifikant höher als die der Kontrollgruppe (um ca. 10 % höher für Extension und ca. 40 % für Flexion).

Die gesteigerte Maximalkraft der Athleten lässt sich wie folgt begründen: regelmäßiges physisches Training verstärkt die Kraft der Rumpfmuskulatur. Eine adäquate Stützung der Wirbelsäule wird in der Leichtathletik gebraucht, da Rumpfextension- und flexion typische Bewegungen in diesem Sport darstellen. Demzufolge überrascht es nicht, dass die Muskulatur mit gesteigerter Kraft auf

das erhöhte physische Training reagiert, welches zusätzlich auch umfassendes und spezifisches Krafttraining beinhaltet [45], [63].

Kraftreproduktion

Bei der Überprüfung der Kraftreproduktion der Probanden zeigte sich, dass die beiden Sportlergruppen bei der isokinetischen Kraftreproduktion Abweichungen von den Vorgaben erzielten, die sich auf im Mittel zwischen 9,5 % und 21,9 % beliefen. Vergleichbare Untersuchungen zur isokinetischen Kraftreproduktion für den Rumpf liegen in der Literatur nicht vor. Deswegen werden für die weitere Diskussion der isokinetischen Kraftreproduktion für den Rumpf die Ergebnisse von FROBÖSE zur isokinetischen Kraftreproduktion am Kniegelenk herangezogen.

Dieser ermittelte weitgehend vergleichbare Abweichungen in einer Krafteinschätzungsuntersuchung der isokinetischen Kraft am Kniegelenk bei 19 männlichen Hobbysportlern [13]. Die Probanden hatten die Aufgabe, 50 % und 70 % der Maximalkraft zu reproduzieren. Die Abweichungen betrugen im Mittel zwischen 11,9 % und 19 %.

Diese Übereinstimmung ist um so verwunderlicher, da der Extensions- und Flexionsbewegung am Kniegelenk und am Rumpf unterschiedliche funktionell-anatomische Gegebenheiten zugrunde liegen: während die Kniegelenks-bewegung vereinfacht als Scharnierachsbewegung aufgefasst werden kann, werden die Bewegungen des Rumpfes durch die gelenkig und über die Bandscheiben verbundenen Wirbelkörper (und deren Gleitbewegung gegeneinander) beeinflusst (s. Kapitel 2).

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Bewegungsrichtungen bzw. Belastungsvorgaben konnten von FROBÖSE nicht ermittelt werden.

Auch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigten in bezug auf die Belastungsvorgabe keine signifikanten Unterschiede (s. Abbildung 4-7 und 4-8). Hinsichtlich der Bewegungsrichtung zeigte lediglich die Gruppe der Leistungssportler bei 50 %-iger Vorgabe eine signifikant bessere Krafteinschätzung der Extension (9,5 % Abweichung bzw. 21,5 % bei Flexion), (s. Abbildung 4-5 und 4-6).

Zu diskutieren wäre ein höherer sensorischer Input der Leistungssportler (ausschließlich Leichtathleten), bedingt durch eine sportartspezifische Trainingsgestaltung, da es ein vorrangiges Ziel des Leichtathletiktrainings ist, durch eine aufrechte Körperhaltung oder sogar Hyperextension (z.B. Speerwurf) eine maximale Kraftübertragung zu erzielen. Somit würde sich bei den Leistungssportlern ein trainingsbedingter Vorteil ergeben, da bei einer von den Probanden geforderten Belastungsreproduktion zunächst die Bildung eines Bewegungsplanes, einer Sollwertfestlegung folgt. Dies geschieht durch eine Informationsverarbeitung unter Mithilfe des motorischen Gedächtnisses, in dem viele Bewegungserfahrungen gespeichert sind [39].

Bei der Überprüfung der isometrischen Kraftreproduktion der Probanden zeigte sich, dass die beiden Sportlergruppen bei der isometrischen Kraftreproduktion relativ massive Abweichungen von den Vorgaben erzielten, die im Mittel zwischen 22,4 % und 31,4 % betrugen, wobei für die Extension (und für die

Leistungssportler auch bei der Flexion) die halbmaximalen Werte signifikant besser reproduziert wurden als der 70 %-Wert (s. Abbildung 4-7 und 4-8).

Demgegenüber ermittelten PFEIFER et al. (2001) in einem an 24 Probanden durchgeführten Kraftreproduktionstest der isometrischen Kraft der Rumpfextensoren relativ geringe Abweichungen zwischen 6,9 % und 8,4 % bei den Reproduktionen von 33 % und 66 % der Maximalkraft. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede [46].

Eine Erklärung kann in den methodischen Unterschieden vermutet werden: Offenbar scheint nach der Sollwertfestlegung die Reproduktion des Bewegungsplanes, in den auch Vorstellungen von der idealen Bewegungsstärke miteinfließen, leichter zu fallen, wenn der zu reproduzierende Wert ein halbmaximaler (und somit gleich 50 %) ist, als wenn es sich um einen schwieriger einzuschätzenden 70 %-igen Wert handelt [13]. Die Kraftreproduktion eines Wertes, der 1/3 bzw. 2/3 der Maximalkraft beträgt, scheint für das motorische Gedächtnis offenbar gleich gut abschätzbar zu sein.

Betrachtet man hinsichtlich der Kraftreproduktion der isometrischen Maximalkraft die Ergebnisse der Extension im Vergleich zur Flexion, so fällt auf, dass sowohl die Leistungssportler als auch die Hobbysportler bei den Flexionsbewegungen die geforderten Vorgaben signifikant besser reproduzierten als bei der Extension (s. Abbildung 4-5 und 4-6). Nach Kenntnisstand des Autors gibt es keine Studien, die diesen Aspekt weiter untersucht haben.

Ein Erklärungsansatz könnte in den allgemeinen Lebensumständen der heutigen Zeit gefunden werden. So verbringen immer mehr Menschen viel Zeit im beruflichen und privaten Leben am Schreibtisch, wobei nicht immer auf korrekte

orthopädische Sitzhaltung geachtet wird. Atrophien der Rumpfextensoren wird somit durch die gebückte Arbeitshaltung Vorschub geleistet, die auch in einen sensomotorischen Mangel münden könnten [41].

Ein weiterer Grund für die schlechteren Ergebnisse bei der Extension könnte in der Startposition (35° Ventralflexion) gesehen werden. Es könnte den Probanden leichter gefallen sein, die Flexorenkräfte in Richtung der Schwerkraft einzuschätzen, als (wie bei der Extension) erst gegen die Schwerkraft anarbeiten zu müssen.

Bei Betrachtung des relativen Kraftreproduktionsfehlers in den isokinetischen Sätzen im Vergleich zu denen der isometrischen Sätze zeigt sich, dass beide Sportlergruppen die isokinetischen Kraftvorgaben bei der Extension signifikant besser reproduzierten als die isometrischen und umgekehrt bei der Flexion die isometrischen signifikant besser als die isokinetischen (s. Abbildung 4-9 und 4-10). Nach Kenntnisstand des Autors gibt es keine Studien, die diesen Aspekt weiter untersucht haben.

Die bei der Extension besseren isokinetischen Kraftreproduktionswerte könnten anatomisch-physiologische Gründe haben: Das autochtone System besteht aus einer Vielzahl einzelner Muskeln, die die Wirbelkörper miteinander verbinden und zudem sowohl kurze wie auch lange Strecken der Wirbelsäule überspannen (s. Kapitel 2). Bei einer isokinetischen Lageveränderung der Wirbelsäule könnten von jeder einzelnen neuen Lage der Wirbelkörper samt ansetzender Muskeln propriozeptive afferente Signale vom Zentralnervensystem verarbeitet und für eine Korrektur des zu reproduzierenden Kraftwertes genutzt werden.

Bei der Flexion können umgekehrt gefolgert die isokinetischen Lage-veränderungen nicht zu einer Vergrößerung des sensorischen Inputs führen, da das abdominal-thorakale Muskulatursystem nicht so verzweigt aufgebaut ist wie das autochtone, was somit zu einer exakteren isometrischen Kraftjustierung im Vergleich zur isokinetischen führen könnte.

Betrachtet man die mittleren relativen Abweichungen der beiden Sportlergruppen hinsichtlich bestehender Unterschiede zwischen den isokinetischen und isometrischen Kraftreproduktionen, so lässt dies eine Aussage zur Richtung der Abweichung von der Vorgabe zu, das heißt ob die Probanden dazu neigten, die Prozentvorgaben eher positiver oder negativer als gefordert einzustellen. Hierbei zeigt sich, dass die isokinetischen Kraftwerte immer zu hoch reproduziert wurden (3 % bis 18,5 %), wohingegen die isometrischen Werte stets unter dem geforderten Maß lagen (-7,7 % bis -30,3 %), (s. Abbildung 4-11 und 4-12).

Es kann vermutet werden, dass die Testpersonen bei den isokinetischen Übungen, die direkt nach den Maximalkrafttests durchgeführt wurden, einerseits durch die Maximalbelastung selbst beeinflusst worden sein könnten, andererseits die Probanden noch besser konzentriert und hypermotiviert waren, so dass die prozentualen Werte höher als gefordert eingestellt wurden. Im isometrischen Teil, der den letzten Testabschnitt darstellte, könnte schon eine gewisse Ermüdung aufgetreten sein, die dazu führte, die prozentualen Werte niedriger als gefordert einzustellen.

6 Zusammenfassung

Rückenbeschwerden werden unter anderem auf neuromuskuläre Dysbalancen und fehlende Kraft bzw. Kraftsteuerungsfähigkeit zurückgeführt.

Die Untersuchung widmete sich daher der Frage, wie gut die statische und dynamische Kraftreproduktionsfähigkeit der Rumpfmuskulatur ist.

An der Studie nahmen insgesamt 29 rückengesunde und aktiv sporttreibende Personen (18 - 35 Jahre) teil, von denen elf einer Leistungssportlergruppe (Leichtathletik) angehörten.

Nach einem Trainingstermin (Gewöhnungseinheit) absolvierte jeder Proband zur Messung der Kraftsensibilität der lumbal/ thorakalen Flexoren und Extensoren an dem mit einem CYBEX NORM^{TM}-Dynamometer verbundenen CYBEX TEF-Modul stehend eine maximale isokinetische und isometrische Kraftdiagnostik mit jeweils drei Versuchen. Die isokinetische Evaluation erfolgte dabei konzentrisch/ konzentrisch bei einer Winkelgeschwindigkeit von 30° pro Sekunde; Bewegungsamplitude war der Bereich zwischen –10° Hyperextension und 60° Ventralflexion des Rumpfes. Die isometrische Evaluation erfolgte in 35° Ventralflexion des Rumpfes. Die so ermittelten dynamischen bzw. statischen Kraftwerte sollten im Anschluss daran mit 70 % bzw. 50 % Krafteinsatz reproduziert werden.

Zwischen den Reproduktionsergebnissen der Leistungs- und Hobbysportler konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden; beide Sportlergruppen erzielten dabei Abweichungen zwischen 9,5 % und 21,9 % (dynamisch) bzw. 22,4 % und 31,4 % (statisch). Dynamisch zeigte sich für die Leistungssportler bei 50 %-iger Vorgabe eine signifikant bessere

Reproduktionfähigkeit der Extensoren als der Flexoren. Statisch wurde bei beiden Sportlergruppen der halbmaximale Werte signifikant besser reproduziert als der 70 %-Wert (außer im Flexionsdurchgang der Hobbysportler); ferner zeigte sich eine signifikant bessere Reproduktionfähigkeit der Flexoren als der Extensoren. Bei Betrachtung der mittleren relativen Abweichung zeigte sich bei beiden Sportlergruppen, dass die isokinetischen Kraftwerte immer zu hoch reproduziert wurden, wohingegen die isometrischen Werte stets unter dem geforderten Maß lagen.

Die Ergebnisse deuten auf einen höheren sensorischen Input bei halbmaximalen dynamischen Extensionsbewegungen, der auf verbesserte propriozeptive Abgleichmöglichkeiten der Leistungssportler während der Positionsänderung zurückzuführen und für statische Belastungen nicht verfügbar ist. Bei statischen Kräften scheint das motorische Gedächtnis die Reproduktion eines halbmaximalen Wertes zu begünstigen. Das Praktizieren von Leistungssport führt im Vergleich zum Hobbysportler, bei allen Unterschieden innerhalb der jeweiligen Gruppen, nicht zu einer verbesserten Kraftreproduktionsfähigkeit der Rumpfmuskulatur.

Das Ergebnis dieser Arbeit könnte dazu auffordern zu untersuchen, welche Bedeutung die Kraftreproduktionsfähigkeit für die verschiedensten Gruppen von Sportlern hat.

7 Abkürzungsverzeichnis

A.	Alter
aisokex1	100 % der isokinetischen Maximalkraft bei Extension
aisokex50	50 % der isokinetischen Maximalkraft bei Extension
aisokex70	70 % der isokinetischen Maximalkraft bei Extension
aisokfl1	100 % der isokinetischen Maximalkraft bei Flexion
aisokfl50	50 % der isokinetischen Maximalkraft bei Flexion
aisokfl70	70 % der isokinetischen Maximalkraft bei Flexion
aisomex1	100 % der isometrischen Maximalkraft bei Extension
aisomex50	50 % der isometrischen Maximalkraft bei Extension
aisomex70	70 % der isometrischen Maximalkraft bei Extension
aisomfl1	100 % der isometrischen Maximalkraft bei Flexion
aisomfl50	50 % der isometrischen Maximalkraft bei Flexion
aisomfl70	70 % der isometrischen Maximalkraft bei Flexion
BWS	Brustwirbelsäule
et al.	und Mitarbeiter
Ex	Extension
Fl	Flexion
g	Geschlecht
G.	Gruppe
Gew.	Gewicht
h	Stunde
ik	Isokinetik
im	Isometrik

isokex50	Isokinetik Extension 50 %
isokex70	Isokinetik Extension 70 %
isokfl50	Isokinetik Flexion 50 %
isokfl70	Isokinetik Flexion 70 %
isokin.	isokinetisch
isometr.	isometrisch
isomex50	Isometrik Extension 50 %
isomex70	Isometrik Extension 70 %
isomfl50	Isometrik Flexion 50 %
isomfl70	Isometrik Flexion 70 %
KPB	Körper passive Bewegung
L5	fünfter Lumbalwirbel
LWS	Lendenwirbelsäule
Med	Median
min.	Minute
MW	Mittelwert
n	Anzahl
N	Newton
Nm	Newtonmeter
ns	nicht signifikant
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
pos.	positiv
s	Sekunde
s.	siehe

S1	erster Sakralwirbel
sign.	signifikant
sisokex50	Sollwert Isokinetik Extension 50 %
sisokex70	Sollwert Isokinetik Extension 70 %
sisokfl50	Sollwert Isokinetik Flexion 50 %
sisokfl70	Sollwert Isokinetik Flexion 70 %
sisomex50	Sollwert Isometrik Extension 50 %
sisomex70	Sollwert Isometrik Extension 70 %
sisomfl50	Sollwert Isometrik Flexion 50 %
sisomfl70	Sollwert Isometrik Flexion 70 %
Stabw	Standardabweichung
vs.	versus
Wdh	Wiederholung

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Bauchmuskeln in der Ansicht (a) von vorne und (b) von der Seite; [50] 12

Abbildung 2-2: autochthone Rückenmuskulatur, Rot, lateraler Trakt; Schwarz, medialer Trakt; [50] 14

Abbildung 3-1: Testablauf 18

Abbildung 3-2: zeitlicher Ablauf der Studie 19

Abbildung 3-3: Aufwärmphase auf Laufband; [22] 20

Abbildung 3-4: isokinetische Evaluation 21

Abbildung 3-5: isokinetischer Test 22

Abbildung 3-6: isometrische Evaluation 22

Abbildung 3-7: isometrischer Test 23

Abbildung 3-8: isokinetisches Training 24

Abbildung 3-9: isometrisches Training 24

Abbildung 3-10: CYBEX NORM™-System und CYBEX TEF-Modul; [22] 25

Abbildung 4-1: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der Maximalkraftwerte 31

Abbildung 4-2: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der Maximalkraftwerte 33

Abbildung 4-3: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der absoluten Abweichungen bei 50 % 37

Abbildung 4-4: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der absoluten Abweichungen bei 70 % 39

Abbildung 4-5: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der absoluten Abweichungen bei 50 % 41

Abbildung 4-6: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der absoluten Abweichungen bei 70 % 43

Abbildung 4-7: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der absoluten Abweichungen bei Extension..... 45

Abbildung 4-8: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der absoluten Abweichungen bei Flexion..... 47

Abbildung 4-9: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der relativen Abweichungen bei 50 % 51

Abbildung 4-10: Vergleich der Ergebnisse Isokinetik vs. Isometrik anhand der relativen Abweichungen bei 70 % 53

Abbildung 4-11: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der relativen Abweichungen bei 50 % 55

Abbildung 4-12: Vergleich der Ergebnisse Extension vs. Flexion anhand der relativen Abweichungen bei 70 % 57

Abbildung 4-13: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der relativen Abweichungen bei Extension..... 59

Abbildung 4-14: Vergleich der Ergebnisse 50 % vs. 70 % anhand der relativen Abweichungen bei Flexion..... 61

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Aufteilung der Probanden 16

Tabelle 3-2: anthropometrische Daten 17

Tabelle 5-1: Mittelwertvergleich isokinetischer und isometrischer Drehmomentmaxima der lumbal/ thorakalen Extensoren und Flexoren 70

Tabelle 13-1: Vergleich der Maximalkraftwerte zwischen den Gruppen III

Tabelle 13-2: Vergleich der absoluten und relativen Abweichungen zwischen den Gruppen III

Tabelle 13-3: Retest- und Testmaximalkraftwerte zur Reliabilitätsprüfung nach Bland-Altmann IV

Tabelle 13-4: Isokinetische Kraftwerte V

Tabelle 13-5: Isometrische Kraftwerte VI

Tabelle 13-6: Sollwerte und mittlere relative isokinetische Abweichungen von den Prozentvorgaben VII

Tabelle 13-7: Sollwerte und mittlere relative isometrische Abweichungen von den Prozentvorgaben VIII

10 Literaturverzeichnis

[1] Andersson E, Swärd L, Thorstensson A (1988) Trunk muscle strength in athletes. Medicine and Science in Sports and Exercise 20(6): 587-93

[2] Badtke G. (Hrsg) (1995) Lehrbuch der Sportmedizin. Barth, Heidelberg Leipzig, 3.Aufl. S. 62-64, 297-316

[3] Beimborn DS, Morrissey MC (1988) A review of the literature related to trunk muscle performance. Spine 13(6): 655-60

[4] Bemben MG, Grump KJ, Massey BH (1988) Assessment of technical accuracy of the Cybex II isokinetic dynamometer and analog recording system. J Orthop Sports Phys Ther 10: 12-17

[5] Bolten W, Kempel-Waibel A, Pforringer W (1998) Analysis of the Cost of Illness in Backache. Medizinische Klinik 93(6): 388-93

[6] Cerulli G, Ceccarini A, Alberti PF, Caraffa G (1986) Studi sulla propriocettivita del legamento crociato anteriore del ginocchio umano. J Sports Traum 8: 49-52

[7] Croft PR, Papageorgiou AC, Ann C, Ferry S, Thomas E, Jayson M I.V., Silman AJ (1995) Psychologic Distress and Low Back Pain. Evidence from a prospective study in the general population. Spine 20(24): 2731-37

[8] Cybex (1986) Back testing rehabilitation and screening systems users manual. Cybex, Division of Lumex, Inc., Ronkonkoma New York

[9] Dee R (1969) Structure and function of hip joint innervation. Annals of royal college of surgeons 45: 357-374

[10] Forestier N, Teasdale N, Nougier V (2002) Alteration of the Position Sense at the Ankle Induced by Muscular Fatigue in Humans. Medicine and Science in Sports and Exercise 34(1): 117-22

[11] Freeman MAR, Wyke BD (1967) The innervation of the ankle joint. An anatomical and histological study in the cat. Acta anatomica 68: 321-333

[12] Freeman MAR, Wyke BD (1967) The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. Journal of Anatomy 101: 505-532

[13] Froböse I. (1993) Isokinetisches Training in Sport und Therapie. Schriften der Deutschen Sporthochschule Köln, Sankt Augustin, Bd 28

[14] Gardner E (1942) Nerve terminals associated with the knee joint of the mouse. Anatomical Record 83: 401-419

[15] Gardner E (1944) The distribution and termination of nerves in the knee joint of the cat. Journal of Comparative Neurologie 80: 11-32

[16] Glantz, S.A. (1998) Biostatistik. Ein Fach für die Praxis. McGraw-Hill, Frankfurt a. M., 4. Aufl. S 250-255

[17] Graves JE, Pollock ML (1990) Quantitative assessment of full range-of-motion isometric lumbar extension strength. Spine 15(4): 289-294

[18] Guggenmoos-Holzmann I., Wernecke K.D. (1996) Medizinische Statistik. Blackwell, Berlin Wien, S 44-45

[19] Guyton, A.C. (1986) Textbook of medical physiology. WB Saunders, Philadelphia, 7th ed.

[20] Halata Z. (1993) Die Sinnesorgane der Haut und der Tiefensensibilität. De Gruyter, Berlin New York, S 37-53

[21] Hasue M, Fujiwara M, Kikuchi S (1980) A new method of quantitative measurement of abdominal and back muscle strength. Spine 5(2): 143-8

[22] Heidelberg, M., Thorwesten, L., Völker, K.: Der Einfluß von Lumbalbandagen auf die maximale isokinetische Kraftfähigkeit der Rumpfflexoren und –extensoren bei Rückengesunden und Patienten mit Lumbalgien. Schriftl. Hausarbeit im Rahmen der 1.Staatsprüfung, Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Nov. 1998.

[23] Homrada J, Polacek P (1958) A contribution to the morphologie of encapsulated nerve endings in the joint capsule and periarticular tissue. Acta anatomica 33: 187-202

[24] Jerome JA, Hunter K, Gordon P, McKay N (1991) A new robust index for measuring isokinetic trunk flexion and extension. Outcome from a regional study. Spine 16(7): 804-8

[25] Jerosch J, Thorwesten L (1994) Propriozeption des Schultergelenkes bei gesunden Probanden. In: Jerosch J, Steinbeck J (Hrsg) Aktuelle Konzepte der Diagnostik und Therapie des instabilen Schultergelenkes. Shaker, Aachen, S 31-45

[26] Johansson H, Sjolander P, Sojka P (1991) Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. Crit-Rev-Biomed-Eng. 18: 341-368

[27] Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM (1998) Effect of Lower Extremity Muscular Fatigue on Motor Control Performance. Medicine and Science in Sports and Exercise 30(12): 1703-07

[28] Jones A., Pollock M. (1988) Safe, specific testing and rehabilitative exercise for the muscles of the lumbar spine. Santa Barbara

[29] Jones A. (1993) The lumbar spine, the cervical spine and the knee. Testing and rehabilitation. Informationsschrift der Firma MedX Corporation, Ocala Florida

[30] Jung, R. (1972) Somatosensorik. Urban & Schwarzenberg, München Berlin Wien, S 75-78, 155-167

[31] Kannus P (1994) Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. International Journal of Sports Medicine 15: 11-18

[32] Kapandji IA (1992) Funktionelle Anatomie der Gelenke. In: Rumpf und Wirbelsäule. Stuttgart, Bd 3

[33] Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC (1982) Nerve suply of the human knee and its functional importance. Am. J. Sports. Med. 10: 329-335

[34] Langrana NA, Lee CK (1984) Isokinetik evaluation of trunk muscles. Spine 9(2): 171-5

[35] Lattanzio PJ, Petrella RJ (1997) Effects of Fatigue on Knee Proprioception. Clinical Journal of Sports Medicine 7(1): 22-27

[36] Levene JA, Seeds RH, Goldberg HM, Frazier M, Fuhrman GA (1989) Trends in isodynamic and isometric trunk testing on the Isostation B200. J Spinal Disord 2(1): 20-35

[37] Lienert G.A. (1969) Testaufbau und Testanalyse. Beltz, Weinheim Berlin Basel, 3. Aufl.

[38] Mayer F, Horstmann T (1994) Isokinetik - Eine Standortbestimmung. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 7(8): 272-287

[39] Meinel K., Schnabel G. (1987) Bewegungslehre – Sportmotorik. Volk und Wissen, Berlin

[40] Murray MP, Gardner GM, Mollinger LA, Sepic SB (1980) Strength of isometric and isokinetic contractions: knee muscles of men aged 20 to 86. Phys Ther 60(4): 412-9

[41] Newton M, Somerville D (1993a) Trunk strength testing with iso-machines. Part 2: Experimental evaluation of the Cybex II Back Testing System in normal subjects and patients with chronic low back pain. Spine 18(7): 812-824

[42] Omer GE (1974) Sensation and sensibility in the upper extremity. Clinical Orthopaedics and Related Research 104: 30-36

[43] Parkkola R, Kujala U, Rytokoski U (1992) Response of the trunk muscles to training assessed by magnetic resonance imaging and muscle strength. Eur J Appl Physiol 65(5): 383-7

[44] Pedersen J, Lonn J (1999) Localized Muscle Fatigue Decreases the Acuity of the Movement Sense in the Human Shoulder. Medicine and Science in Sports and Exercise 31(7): 1047-52

[45] Peltonen JE, Taimela S, Erkintalo M, Salminen JJ, Oksanen A, Kujala UM (1998) Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength—a longitudinal study in adolescent girls. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 77(1-2): 66-71

[46] Pfeifer K, Vogt L (2001) Sensomotorik beim Tragen lumbaler Stützorthesen. Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete 139(1): 12-18

[47] Proske U, Schaible HG, Schmidt RF (1988) Joint receptors and kinaesthesia. Exp. Brain Res. 72: 219-224

[48] Reid JG, Costigan PA (1987) Trunk muscle balance and muscular force. Spine 12(8): 783-6

[49] Schaible HG, Schmidt RF, Willis WD (1987) Neurophysiologische Mechanismen des Arthritisschmerzes. In: Gross D, Thomalske G, Schmidt E, Fischer G (Hrsg) Schmerzkonferenz. Gustav Fischer, Stuttgart New York

[50] Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K (1999) Muskulatur des Rumpfes. In: Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K (Hrsg) Anatomie. Springer, Berlin Heidelberg New York, 8. Aufl. S 234-247

[51] Schimek JJ (1985) Neurologie und Neurophysiologie der Gelenke und deren Bedeutung für die Funktion des Bewegungsapparates. Dtsch. Z. Sportmed. 36(8): 237-243

[52] Schmidt RF, Wiesendanger M (1987) Motorische Systeme. In: Schmidt RF, Thewes G (Hrsg) Physiologie des Menschen. Springer, Berlin Heidelberg

[53] Schutte MJ, Happel LT (1990) Joint innervation in joint injury. Clinics in Sports Medicine 9(2): 511-517

[54] Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT (1987) Neural anatomy of the anterior crucriate ligament. J. Bone Joint Surg. 69-A: 243-247

[55] Sell S, Zacher J, Lack S, Goethe S (1992) Kniegelenkpropriozeption bei der chronischen Polyarthritis. Akt. Rheumatol. 17

[56] Silbernagel S, Despopoulos A (1991) Taschenatlas der Physiologie. Thieme, 4. Aufl. S 276-286

[57] Skoglund S (1956) Anatomical and physiological studies of knee joint innervation of the cat. Acta Physiol. Scand. 36

[58] Skoglund S (1973) Joint receptors and kinaesthesia. In: Handbook of Sensory Physiology, Bd 2, S 111-136

[59] Slane SM (1992) Computerized Back Testing: Making informed choices about equipment needs. Advance Rehabilitation July/August: 25-30

[60] Smidt G, Herring T, Amundsen L, Rogers M, Russell A, Lehmann T (1983) Assessment of abdominal and back extensor function. A quantitative approach and results for chronic low-back patients. Spine 8(2): 211-219

[61] Smith SS, Mayer TG, Gatchel RJ (1985) Quantification of lumbar function, part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. Spine 10: 757-764

[62] Stokes IAF (1987) Axis for dynamic measurement of flexion and extension torques about the lumbar spine. A computer simulation. Physical Therapy 67(8): 1230-1233

[63] Sward L, Svensson M, Zetterberg C (1990) Isometric muscle strength and quantitative electromyography of back muscles in wrestlers and tennis players. Am J Sports Med 18(4): 382-6

[64] Taimela S, Kankaanpaa M, Luoto S (1999) The Effect of Lumbar Fatigue on the Ability to Sense a Change in Lumbar Position. A controlled study. Spine 24(13): 1322-27

[65] Timm KE (1992) Lumbar spine testing and rehabilitation. In: Davies GJ (Hrsg) A compendium of isokinetics in clinical usage. S & S Publishers, Onalaska Wisconsin, 4th Edition S 499-513

[66] Timm KE, Gennrich P, Burns R (1992) The mechanical and physiological performance reliability of selected isokinetic dynamometers. Isokinetics and Exercise Science 2: 183-190

[67] Voight ML, Hardin JA, Blackburn TA, Tippett S, Canner GC (1996) The Effects of Muscle Fatigue on and the Relationship of Arm Dominance to

Shoulder Proprioception. Journal of Orthopaedics in Sports and Physio Therapy 23(6): 348-52

[68] Weineck J. (1991) Sportanatomie. Erlangen

[69] Wyke BD (1972) Articular neurology. A rewiev. Phys. Ther. 58: 94-99

[70] Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J (1994) Die Muskulatur – Sensibles, integratives und messbares Organ. In: Rheumatologie, Orthopädie. Ciba-Geigy, Wehr, S 41-52

[71] Zimmermann M (1990) Das somatoviscerale sensorische System. In: Schmidt RF, Thews G (Hrsg) Physiologie des Menschen. Springer, Berlin Heidelberg, 24. Aufl. S 207-233

11 Danksagung

Die vorliegende Arbeit wäre nicht zu realisieren gewesen ohne die freundliche Unterstützung von vielen Seiten.

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. med. K. Völker für die interessante Aufgabenstellung und die Einführung in das Themengebiet dieser Arbeit bedanken.

Einen ganz herzlichen Dank auch an alle, die mich bei dieser Arbeit unterstützt haben: die Mitarbeiter des Instituts für Sportmedizin um Herrn Dr. L. Thorwesten sowie den Mitarbeitern der SPOMED.

Mein innigster Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden, die mir mit Rat und Tat zur Seite standen.

12 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Dirk Poller
Geburtsdatum, -ort	09. Juni 1973, Bochum
Nationalität	deutsch
Wohnort	Arcostr. 27, 44309 Dortmund

Schulbildung

1979 bis 1983	Pavillon Grundschule in Herne
1983 bis 1986	Gymnasium Eickel
1986 bis 1992	Immanuel-Kant-Gymnasium in Dortmund

Studium

Okt. 1994	Beginn des Zahnmedizinstudium an der WWU Münster
März 1997	Zahnärztliche Vorprüfung
Jan. 2001	Staatsexamen der Zahnmedizin

Berufliche Tätigkeit

Febr. 2001 – Jan. 2003	Assistenzzahnarzt in der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik an der WWU Münster
Seit April 2003	Fachzahnärztliche Ausbildung zum Oralchirurgen bei Dr. med. K. Sadowski-Debbing in Ahaus

13 Anhang

Fragebogen

Datum:

Name:

Vorname:

Tel.:

Alter:

Größe:

Gewicht:

Beantworten Sie bitte folgende Fragen durch Ankreuzen (wenn ja: kurze Angaben zu Art und Umfang):

1. Waren Sie vor kurzem oder stehen Sie zur Zeit noch in ärztlicher Behandlung? nein ja _____

2. Nehmen Sie regelmäßig Medikamente? nein ja _____

3. Neigen Sie zu allergischen Reaktionen? nein ja _____

4. Leiden oder litten Sie an einer der folgend aufgeführten Erkrankungen?

- Cardio-vaskulär nein ja _____
- Gastro-intestinal nein ja _____
- Cerebral nein ja _____
- Uro-genital nein ja _____
- Systemisch nein ja _____
- Bronchial nein ja _____

- Orthopädisch nein ja _____
- Infektionskrankheiten nein ja _____
- Stoffwechsel nein ja _____
- Trauma/Unfall nein ja _____

Haben Sie andere ernsthafte Erkrankungen oder Erkrankungen des Rückens?

nein ja _____

Sportliche Aktivität: Welcher sportlichen Kategorie sind Sie zugehörig?

a) Leistungssportler (aktive Teilnahme in einer Leistungsgruppe eines Leichtathletikvereins)

oder

b) Hobbysportler (keine spezifische Sportart)

Unterschrift: _____

	Maximalkraft	
aisokex1	p=0,028	sign.
aisokfl1	p=0,011	sign.
aisomex1	p=0,024	sign.
aisomfl1	p=0,019	sign.

Tabelle 13-1: Vergleich der Maximalkraftwerte zwischen den Gruppen

	absolute Abweichung		relative Abweichung	
isokex70	p=0,076	ns	p=0,387	ns
isokex50	p=0,112	ns	p=0,707	ns
isokfl70	p=0,317	ns	p=0,363	ns
isokfl50	p=0,947	ns	p=0,912	ns
isomex70	p=0,674	ns	p=0,707	ns
isomex50	p=0,296	ns	p=0,438	ns
isomfl70	p=0,808	ns	p=0,947	ns
isomfl50	p=0,068	ns	p=0,340	ns

Tabelle 13-2: Vergleich der absoluten und relativen Abweichungen zwischen den Gruppen

Retest			ikEx	ikFl	imEx	imFl	Test	ikEx	ikFl	imEx	imFl
			100%	100%	100%	100%		100%	100%	100%	100%
			275	272	315	250		295	254	324	271
			311	338	378	375		217	347	298	371
			313	266	296	264		301	257	276	245
			566	356	659	424		536	373	604	440
			437	203	420	224		371	175	388	192
			130	162	130	150		166	155	170	157
			183	120	183	133		180	108	183	124
Differenz			ikEx	ikFl	imEx	imFl					
Retest-Test			-20	18	-9	-21					
			94	-9	80	4					
			12	9	20	19					
			30	-17	55	-16					
			66	28	32	32					
			-36	7	-40	-7					
			3	12	0	9					
MW Differenz			21,3	6,9	19,7	2,9					
Standardabweichung der Differenzen											
			46,1	15,4	40,4	19,0					
		mal 2	92,3	30,8	80,9	38,0					
95 %-Konfidenzintervall											
			-71,0	-23,9	-61,2	-35,1					
			bis	bis	bis	bis					
			113,6	37,7	100,6	40,9					
Reliabilität			pos.	pos.	pos.	pos.					

Tabelle 13-3: Retest- und Testmaximalkraftwerte zur Reliabilitätsprüfung nach Bland-Altmann

				isokinetisch Extension(Nm)			isokinetisch Flexion(Nm)		
G.	g	A.	Gew.	aisokex1	aisokex70	aisokex50	aisokfl1	aisokfl70	aisokfl50
1	m	31	78	295,0	168,0	125,0	254,0	198,0	152,0
1	m	23	85	442,0	311,0	279,0	286,0	264,0	231,0
1	m	27	98	217,0	157,0	102,0	347,0	169,0	138,0
1	m	28	65	291,0	271,0	208,0	244,0	221,0	215,0
1	m	22	75	301,0	126,0	169,0	257,0	153,0	113,0
1	m	29	73	244,0	212,0	114,0	171,0	172,0	131,0
1	m	23	95	536,0	312,0	277,0	373,0	314,0	283,0
1	m	22	87	319,0	254,0	124,0	286,0	234,0	163,0
1	m	21	71	371,0	250,0	202,0	175,0	160,0	148,0
1	w	24	60	189,0	178,0	134,0	131,0	117,0	92,0
1	w	23	57	166,0	137,0	102,0	155,0	133,0	119,0
2	m	27	84	283,0	212,0	126,0	266,0	198,0	136,0
2	m	24	80	312,0	155,0	106,0	236,0	135,0	89,0
2	m	20	72	224,0	150,0	100,0	203,0	147,0	115,0
2	m	25	70	219,0	215,0	156,0	197,0	210,0	155,0
2	m	31	88	328,0	287,0	241,0	205,0	158,0	142,0
2	m	24	87	292,0	194,0	117,0	216,0	198,0	150,0
2	m	27	76	264,0	260,0	253,0	264,0	259,0	210,0
2	m	31	84	333,0	250,0	196,0	244,0	241,0	223,0
2	w	25	56	204,0	170,0	122,0	139,0	139,0	111,0
2	w	20	55	180,0	177,0	164,0	108,0	97,0	101,0
2	w	22	53	168,0	86,0	61,0	105,0	98,0	83,0
2	w	26	54	153,0	128,0	62,0	142,0	98,0	67,0
2	w	24	54	194,0	187,0	173,0	118,0	118,0	110,0
2	w	24	56	157,0	146,0	107,0	88,0	93,0	90,0
2	w	28	73	212,0	182,0	100,0	135,0	136,0	79,0
2	w	26	58	100,0	43,0	45,0	80,0	31,0	27,0
2	w	25	63	150,0	153,0	62,0	115,0	107,0	48,0
2	w	23	80	115,0	51,0	16,0	166,0	125,0	79,0

Tabelle 13-4: Isokinetische Kraftwerte

				isometrisch Extension(N)			isometrisch Flexion(N)		
G.	g	A.	Gew.	aisomex1	aisomex70	aisomex50	aisomfl1	aisomfl70	aisomfl50
1	m	31	78	324,0	129,0	103,0	271,0	137,3	115,3
1	m	23	85	428,0	164,3	123,3	318,0	186,3	154,3
1	m	27	98	298,0	129,6	96,6	371,0	172,6	138,0
1	m	28	65	246,0	90,0	36,3	232,0	116,3	67,6
1	m	22	75	276,0	71,6	45,0	245,0	108,5	86,3
1	m	29	73	270,0	94,6	62,6	188,0	107,6	87,6
1	m	23	95	604,0	344,0	194,3	440,0	347,6	231,0
1	m	22	87	193,0	75,3	108,0	252,0	163,3	102,0
1	m	21	71	388,0	81,0	37,3	192,0	90,0	64,3
1	w	24	60	181,0	69,3	43,6	122,0	74,6	59,0
1	w	23	57	170,0	106,3	78,0	157,0	98,6	80,0
2	m	27	84	268,0	87,6	53,6	274,0	132,3	87,6
2	m	24	80	265,0	83,0	62,6	220,0	106,3	59,0
2	m	20	72	151,0	56,3	29,0	193,0	115,0	83,3
2	m	25	70	273,0	158,0	105,3	199,0	118,3	107,3
2	m	31	88	338,0	77,6	66,6	248,0	120,0	95,0
2	m	24	87	263,0	99,0	50,0	215,0	124,3	69,0
2	m	27	76	333,0	99,3	61,3	259,0	114,3	88,0
2	m	31	84	337,0	152,6	119,3	238,0	164,3	128,0
2	w	25	56	200,0	69,3	40,3	145,0	85,0	70,6
2	w	20	55	183,0	65,3	49,6	124,0	72,0	48,3
2	w	22	53	148,0	57,6	36,3	102,0	65,6	40,3
2	w	26	54	137,0	62,0	40,6	128,0	70,6	55,6
2	w	24	54	137,0	31,3	17,0	90,0	37,3	34,3
2	w	24	56	96,0	33,0	23,0	80,0	40,6	24,0
2	w	28	73	201,0	92,6	20,6	150,0	76,6	39,6
2	w	26	58	126,0	102,3	92,0	92,0	56,6	64,3
2	w	25	63	147,0	55,6	33,0	121,0	72,3	39,3
2	w	23	80	93,0	42,6	22,6	154,0	103,6	47,3

Tabelle 13-5: Isometrische Kraftwerte

				isokinetischer Sollwert(Nm)				prozentuale Abweichung			
G.	g	A.	Gew.	sisokex70	sisokex50	sisokfl70	sisokfl50	isokex70	isokex50	isokfl70	isokfl50
1	m	31	78	206,5	147,5	177,8	127,0	-13,1	-7,6	8,0	9,8
1	m	23	85	309,4	221,0	200,2	143,0	0,4	13,1	22,3	30,8
1	m	27	98	151,9	108,5	242,9	173,5	2,4	-3,0	-21,3	-10,2
1	m	28	65	203,7	145,5	170,8	122,0	23,1	21,5	20,6	38,1
1	m	22	75	210,7	150,5	179,9	128,5	-28,1	6,1	-10,5	-6,0
1	m	29	73	170,8	122,0	119,7	85,5	16,9	-3,3	30,6	26,6
1	m	23	95	375,2	268,0	261,1	186,5	-11,8	1,7	14,2	25,9
1	m	22	87	223,3	159,5	200,2	143,0	9,6	-11,1	11,8	7,0
1	m	21	71	259,7	185,5	122,5	87,5	-2,6	4,4	21,4	34,6
1	w	24	60	132,3	94,5	91,7	65,5	24,2	20,9	19,3	20,2
1	w	23	57	116,2	83,0	108,5	77,5	12,5	11,4	15,8	26,8
2	m	27	84	198,1	141,5	186,2	133,0	4,9	-5,5	4,4	1,1
2	m	24	80	218,4	156,0	165,2	118,0	-20,3	-16,0	-12,8	-12,3
2	m	20	72	156,8	112,0	142,1	101,5	-3,0	-5,4	2,4	6,7
2	m	25	70	153,3	109,5	137,9	98,5	28,2	21,2	36,6	28,7
2	m	31	88	229,6	164,0	143,5	102,5	17,5	23,5	7,1	19,3
2	m	24	87	204,4	146,0	151,2	108,0	-3,6	-9,9	21,7	19,4
2	m	27	76	184,8	132,0	184,8	132,0	28,5	45,8	28,1	29,5
2	m	31	84	233,1	166,5	170,8	122,0	5,1	8,9	28,8	41,4
2	w	25	56	142,8	102,0	97,3	69,5	13,3	9,8	30,0	29,9
2	w	20	55	126,0	90,0	75,6	54,0	28,3	41,1	19,8	43,5
2	w	22	53	117,6	84,0	73,5	52,5	-18,8	-13,7	23,3	29,0
2	w	26	54	107,1	76,5	99,4	71,0	13,7	-9,5	-1,0	-2,8
2	w	24	54	135,8	97,0	82,6	59,0	26,4	39,2	30,0	43,2
2	w	24	56	109,9	78,5	61,6	44,0	23,0	18,2	35,7	52,3
2	w	28	73	148,4	106,0	94,5	67,5	15,8	-2,8	30,7	8,5
2	w	26	58	70,0	50,0	56,0	40,0	-27,0	-5,0	-31,3	-16,3
2	w	25	63	105,0	75,0	80,5	57,5	32,0	-8,7	23,0	-8,3
2	w	23	80	80,5	57,5	116,2	83,0	-25,7	-36,1	5,3	-2,4

Tabelle 13-6: Sollwerte und mittlere relative isokinetische Abweichungen von den Prozentvorgaben

				isometrischer Sollwert(N)				prozentuale Abweichung			
G.	g	A.	Gew.	sisomex70	sisomex50	sisomfl70	sisomfl50	isomex70	isomex50	isomfl 70	isomfl 50
1	m	31	78	226,8	162,0	189,7	135,5	-30,2	-18,2	-19,3	-7,5
1	m	23	85	299,6	214,0	222,6	159,0	-31,6	-21,2	-11,4	-1,5
1	m	27	98	208,6	149,0	259,7	185,5	-26,5	-17,6	-23,5	-12,8
1	m	28	65	172,2	123,0	162,4	116,0	-33,4	-35,2	-19,9	-20,9
1	m	22	75	193,2	138,0	171,5	122,5	-44,1	-33,7	-25,7	-14,8
1	m	29	73	189,0	135,0	131,6	94,0	-35,0	-26,8	-12,8	-3,4
1	m	23	95	422,8	302,0	308,0	220,0	-13,0	-17,8	9,0	2,5
1	m	22	87	135,1	96,5	176,4	126,0	-31,0	6,0	-5,2	-9,5
1	m	21	71	271,6	194,0	134,4	96,0	-49,1	-40,4	-23,1	-16,5
1	w	24	60	126,7	90,5	85,4	61,0	-31,7	-25,9	-8,9	-1,6
1	w	23	57	119,0	85,0	109,9	78,5	-7,5	-4,1	-7,2	1,0
2	m	27	84	187,6	134,0	191,8	137,0	-37,3	-30,0	-21,7	-18,0
2	m	24	80	185,5	132,5	154,0	110,0	-38,7	-26,4	-21,7	-23,2
2	m	20	72	105,7	75,5	135,1	96,5	-32,7	-30,8	-10,4	-6,8
2	m	25	70	191,1	136,5	139,3	99,5	-12,1	-11,4	-10,6	3,9
2	m	31	88	236,6	169,0	173,6	124,0	-47,0	-30,3	-21,6	-11,7
2	m	24	87	184,1	131,5	150,5	107,5	-32,4	-31,0	-12,2	-17,9
2	m	27	76	233,1	166,5	181,3	129,5	-40,2	-31,6	-25,9	-16,0
2	m	31	84	235,9	168,5	166,6	119,0	-24,7	-14,6	-1,0	3,8
2	w	25	56	140,0	100,0	101,5	72,5	-35,4	-29,9	-11,4	-1,3
2	w	20	55	128,1	91,5	86,8	62,0	-34,3	-22,9	-11,9	-11,0
2	w	22	53	103,6	74,0	71,4	51,0	-31,1	-25,5	-5,7	-10,5
2	w	26	54	95,9	68,5	89,6	64,0	-24,7	-20,4	-14,8	-6,6
2	w	24	54	95,9	68,5	63,0	45,0	-47,2	-37,6	-28,6	-11,9
2	w	24	56	67,2	48,0	56,0	40,0	-35,6	-26,0	-19,3	-20,0
2	w	28	73	140,7	100,5	105,0	75,0	-23,9	-39,8	-18,9	-23,6
2	w	26	58	88,2	63,0	64,4	46,0	11,2	23,0	-8,5	19,9
2	w	25	63	102,9	73,5	84,7	60,5	-32,2	-27,6	-10,2	-17,5
2	w	23	80	65,1	46,5	107,8	77,0	-24,2	-25,7	-2,7	-19,3

Tabelle 13-7: Sollwerte und mittlere relative isometrische Abweichungen von den Prozentvorgaben