

Zusammenfassung

In der Anwendung von isokinetischen Systemen und vor allem der Elektromyographie wird das Problem der Reproduzierbarkeit von Messungen häufig vernachlässigt. Die Ergebnisse vieler Studien, die die Reliabilität einer Meßmethode zum Inhalt haben, werden mit Hilfe eines irreführenden Korrelationskoeffizienten falsch interpretiert. In dieser Arbeit wurde die Reproduzierbarkeit der isokinetischen Messungen am Hüftgelenk bei isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeitsweise und die Reproduzierbarkeit von EMG-Signalen der Mm. gluteus medius und adductor magnus nach der Methode von *Bland und Altmann* eingeschätzt. 15 Frauen und Männer im Alter zwischen 45 und 68 Jahren nahmen am Test-Retest Verfahren teil.

Die Ergebnisse unserer Untersuchung zeigen ausreichende Reproduzierbarkeit für das maximale Drehmoment bei isometrischer Muskelarbeitsweise für Extension, Abduktion und Adduktion; bei konzentrischer Arbeitsweise für Extension und Abduktion; bei exzentrischer Arbeitsweise für die Extensionsbewegung. Die geleistete Arbeit über 1 Minute konzentrischer Extension/Flexion ist im Gegensatz zur Ermüdungsberechnung über 1 Minute isometrischer Abduktion reproduzierbar.

Die Reproduzierbarkeit der EMG-Signale während der Kraftmessungen bestand lediglich für die Abduktions-Adduktions-Bewegung bei konzentrischer Muskelarbeitsweise.

Als zentral beeinflussende Faktoren, sowohl für die isokinetische als auch für die elektromyographische Meßmethode müssen die nicht „optimale“ Fixierungsmöglichkeit der Testperson und die durch das Gerät vorgegebene Testposition betrachtet werden. Die Elektrodenapplikation und das Normalisierungsverfahren sind zusätzliche Einflußfaktoren der EMG-Messung.

Schlüsselwörter: Reliabilität, Hüfte, Kraft, Kraftausdauer, EMG

T. Horstmann, C. Venter, D. Axmann*, F. Mayer, H.-H. Dickhuth

Reproduzierbarkeit von isokinetischen Kraftmessungen und EMG-Signalen der hüftgelenksumgreifenden Muskulatur

Reproducibility of isokinetic strength measurements and EMG signals in the musculature surrounding the hip joint

Medizinische Klinik und Poliklinik, Abt. Sportmedizin, Universität Tübingen
(Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. H.-H. Dickhuth)

*Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Tübingen
(Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. dent. H. Weber)

Summary

The reproducibility of measurements is a problem which recurs constantly in the application of isokinetic systems and especially in electromyography, but which is frequently ignored. Many scientific studies which address the repetitiveness of measuring methods are, moreover, incorrectly interpreted, usually due to a confusing correlation coefficient. For this reason, this study determined the reproducibility of isokinetic measuring methods in the hip joint and the reproducibility of EMG signals (surface EMG) of the surrounding mm. gluteus medius and adductor magnus according to the statistical method described by *Bland and Altmann*. In this study, 15 woman and men between 45 and 68 years of age underwent isometric, concentric and eccentric muscle exercise in a test-retest procedure using isokinetic LIDO-ACTIVE equipment. The results of this study show generally satisfactory reproducibility of strength measurements with isokinetic equipment; adequate reproducibility in isometric muscle exercise for extension, abduction and adduction; in concentric mode for extension and abduction; in eccentric mode for extension movements. The reproducibility of EMG sig-

nals during strength measurements must be rated unsatisfactory, since adequate reproducibility is given only in abduction/adduction movements in concentric mode. Typical difficulties are the fixation and position of the probands, especially the electrode application and procedure of normalization for the EMG.

Keywords: reliability, hip, strength, strength endurance, electromyography

Einleitung

In der Anwendung biokinetischer Meßverfahren wird das Problem der Reliabilität oft vernachlässigt. Die Bestimmung dieses Hauptgütekriteriums, d.h. der Zuverlässigkeit, ist wichtig, um z.B. unterschiedliche Testergebnisse und den Gebrauch verschiedener Gerätetypen miteinander vergleichen zu können. Sehr viele wissenschaftliche Studien, die den Grad der Übereinstimmung zweier Meßmethoden, aber auch die Wiederholbarkeit einer Meßmethode zum Inhalt haben, werden zudem oft falsch analysiert (1), meistens mit Hilfe der Berechnung eines irreführenden Korrelationskoeffizienten. In

der vorliegenden Arbeit wird die Wiederholbarkeit einer Meßmethode anhand der statistischen Auswertung von *Bland u. Altman* berechnet (1).

Für die isokinetische Messung existieren bereits mehrere Reproduzierbarkeitsstudien des Knie-, Fuß-, Schulter- und Ellenbogengelenkes mit Geräten verschiedener Hersteller (3, 4, 6, 13, 14, 23, 26, 33). Validitäts- und Reproduzierbarkeitsstudien mit dem LIDO-ACTIVE System wurden für bestimmte Arbeitsweisen der Muskulatur am Kniegelenk von *Brown et al.* (5) und *Patterson u. Spivey* (32) durchgeführt.

Am Hüftgelenk bestimmten *Burnett et al.* (7) die Reliabilität bei Jungen mit dem Cybex II Dynamometer bei verschiedenen Geschwindigkeiten. Reliabilitätsuntersuchungen für die Oberflächenelektromyographie wurden von *de Vries* (9) durchgeführt. Er erhielt einen Test-Retest Korrelationskoeffizienten bei der Registrierung des M. biceps brachii während der isometrischen Arbeitsweise von $r = 0,92$. Bei Untersuchungen des rechten und linken M. deltoideus erreichte *Courier* (8) einen Reliabilitätskoeffizienten von $r = 0,77-0,92$. *Komi und Burskirk* (25) erhielten ebenfalls gute Ergebnisse bzgl. der Reproduzierbarkeit bei Verwendung der Oberflächenelektromyographie. Sie führten eine Testserie innerhalb eines Tages durch und untersuchten dabei den M. biceps brachii während isometrischer und isotonischer Kontraktion. Bei einem Tag-zu-Tag-Vergleich war das Ergebnis jedoch schlechter. *Gollhofer et al.* (15) untersuchten die Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus am M. gastrocnemius medialis, M. soleus und M. tibialis anterior. Es zeigten sich hohe Reliabilitätskoeffizienten ($r = 0,71$ bis $r = 0,99$) sowohl für den Tag-zu-Tag als auch den Woche-zu-Woche Vergleich. *Freiwald et al.* (11) erreichten bei der oberflächlichen Ableitung der elektrischen Potentiale des M. vastus med., M. vastus lateralis und M. rectus femoris während isokinetischer und isometrischer Messungen, Korrelationskoeffizienten von $r = 0,79$ bis $r = 0,99$.

Probleme mit der Vergleichbarkeit von Studien bestehen derzeit auch durch die sehr unterschiedliche Aufnahmetechnik und Verarbeitung der EMG-Signale (Rohsignale, Normalisierung, Filterung). In dieser Studie wurden deshalb die "standards in reporting EMG data" der „International

society of electromyography and kinesiology" berücksichtigt (37).

Da es auf dem Gebiet der Kraftmessung am Hüftgelenk mittels Isokinetik und gleichzeitiger elektromyographischer Ableitung noch keine fundierten wissenschaftlichen Untersuchungen gibt, war das Ziel der vorliegenden Arbeit, anhand eines Normalpersonenkollektivs die Reliabilität von Kraftmessungen (unter Verwendung des LIDO ACTIVE-Systems) und von EMG-Signalen (Oberflächen-EMG) der hüftgelenksumgreifenden Muskeln bei isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Arbeitsweise zu bestimmen.

Material und Methoden

Das Untersuchungsgut setzte sich aus 15 untrainierten Männern und Frauen zusammen. Ausschlusskriterien waren Erkrankungen oder Beschwerden am Haltnungs- und Bewegungsapparat, insbesondere im Bereich der Hüftgelenke und unteren Extremitäten, sowie akute oder chronische Erkrankungen. Die anthropometrischen Daten dieser Personen sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Geschlecht	N	Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Größe (cm)
Frauen	6	52.5±5.3	65.8±6.3	167.5±3.9
Männer	9	55.2±7.6	80.6±9.7	175.6±4.4

Tab. 1: Anthropometrische Daten

Die Probanden wurden einem Test und einem Retest unterzogen. Der zeitliche Abstand zwischen den zwei Untersuchungen betrug mindestens sechs Tage, um einen Trainingseffekt weitgehend auszuschließen.

Die Untersuchungen folgten immer dem gleichen Schema. Eine größtmögliche Standardisierung hinsichtlich des Testzeit-

punktes (zwischen 13 Uhr und 20 Uhr), der räumlichen Gegebenheiten (klimatisierter Testraum; Temperatur 21°C) und der einzelnen Arbeits- und Untersuchungsschritte (z.B. Reihenfolge, verbale Motivation u.a.) wurde eingehalten. Ein Standard Operation Procedure (SOP) wurde erstellt und die Messungen streng danach durchgeführt.

Die Kraftmessung wurde mit dem isokinetischen System LIDO-ACTIVE der Firma LOREDAN Biomedical Inc. Davis, California USA, durchgeführt. Die Auswertung erfolgte mit der Software LIDOACT 4.1.

Die Messungen begannen mit der Flexion und Extension im Hüftgelenk in Rückenlage, das distale Ende des Oberschenkels wurde jeweils am Hebelarm mit der Manschette befestigt. Bei dieser Untersuchungsposition wurde die Testperson mit 3 breiten Bändern an der Liegefläche des Testgerätes festgeschnallt (Abb.1). Die Messungen der Abduktion und Adduktion folgten in Seitenlage, die Testpersonen wurden mit 2 breiten Bändern über Thorax und Becken fixiert, ein Festhalten war nicht erlaubt. Ein Bein wurde randomisiert ausgewählt.

Vor jeder neuen Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung führten die Testpersonen 2-3 Probebewegungen durch. Begonnen wurde konzentrisch bei 60°/s mit einem maximalen Bewegungsausmaß von

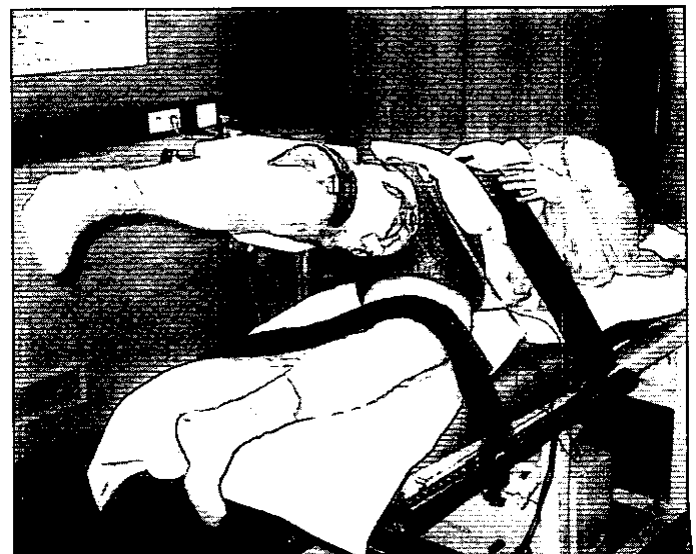


Abbildung 1: Testperson in Seitenlage für die Messung der Abduktion und Adduktion am Hüftgelenk

0-0-90° und 5 Wiederholungen. Nach einer zweiminütigen Pause erfolgte die isometrische Messung bei den Winkelstellungen 30°/45°/60° und 75°, wobei jeweils 5s in Flexion/Extension gedrückt wurde. Zwischen den einzelnen Gradeinstellungen erfolgte eine Pause von 30 s, am Ende des isometrischen Testes von 2 min. Nach der folgenden exzentrischen Messung bei 60°/s mit einem Bewegungsausmaß von 0-0-90° und 5 Wiederholungen betrug die Pause 5 Minuten. Abschließend erfolgte der konzentrische Ausdauerstest über 1 Minute bei 120°/s mit 0-0-90°. Die anschließende Pause betrug 15 min, das Gerät wurde umgebaut und der Patient in die Seitenlage umgelagert.

Die Abduktion/Adduktion wurde konzentrisch bei 60°/s und einem Bewegungsausmaß 10-0-10° mit 5 Wiederholungen getestet, nach 2-minütiger Pause erfolgten die isometrischen Messungen bei -10°, 0° und 10° mit Anspannung in die Abduktion/Adduktion über jeweils 5 s. Zuletzt wurde ein 1-minütiger isometrischer Ausdauerstest in 0° Stellung in die Abduktion durchgeführt.

Zur Bestimmung der maximalen konzentrischen und exzentrischen Drehmomente (peak torque, PT) in Newtonmeter [Nm] wurden aus jeweils 5 Bewegungszyklen die 3 höchsten Werte für die Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion ausgesucht und daraus das arithmetische Mittel berechnet. Für den 1-minütigen konzentrischen Ausdauerstest (Flex/Ext) wurde aus der Fläche unter der Kurve der Parameter Arbeit (work, W) in Joule [J] errechnet. Das maximale isometrische Drehmoment wurde in der jeweiligen Winkelstellung ermittelt, der Winkel mit dem höchsten Drehmoment dargestellt. Beim isometrischen Ausdauerstest über 1 Minute wurde die Ermüdung ermittelt. Die Kraft in einem Zeitfenster von 3 Sekunden am Belastungsende wurde durch diejenige am Anfang dividiert.

Die elektromyographischen Messungen erfolgten mit dem MYOSYSTEM 2000 (8 Kanal) der Firma NORAXON, Neurodata, Berlin-Wien, die Auswertung mit der Software MYOSOFT 1,0 for windows. Oberflächenelektroden (blue sensor, disposable electrodes) der Firma MEDICOTEST A/S Denmark (Typ: P-00-S) wurden verwendet. Die Messung des Hautwiderstandes erfolgte nach Hautrasur und

Präparation mit dem Widerstandsmeßgerät (Multimeter) H&H VM 2K und wurde bei < 5 Kiloohm akzeptiert. Die Elektrodenapplikation erfolgte in Anlehnung an Winter (38) entlang der Faserrichtung in einem Abstand (Elektrodenmittelpunkt) von je 2 cm für den m. gluteus medius (6 cm distal des Mittelpunktes der crista iliaca) als Abduktor und den m. adductor magnus (Mittelpunkt zwischen tuberculum pubicum und der medialen Kondyle der Tibia) als Antagonist. Die Referenzelektrode wurde über dem linken Beckenkamm im Bereich der linken spina iliaca anterior superior angebracht.

Die Signalaufzeichnung erfolgte bei einem Frequenzspektrum von 1000 Hertz. Das Signal wurde durch Markersetzung nach Bewegungsrichtungen getrennt, gleichgerichtet und mittels root mean square von 32 geglättet (21). Nach der Zeitnormalisierung wurden die 5 Bewegungen arithmetisch gemittelt (ensemble average) und als Amplitudenquantifizierung die mittleren Amplituden (mean EMG) gewählt. Für den intra- oder interindividuellen Vergleich von Amplitudenverläufen wurde als Referenz (MVC-Messung) die EMG-Aktivität bei Haltearbeit in Abduktion und Adduktion mit konstanten Gewichten gewählt.

Die Datenverarbeitung und die benötigten statistischen Berechnungen erfolgten unter Verwendung der Statistiksoftware JMP Version 3.1.5. (1995), SAS Institut Inc. durch eine einfach durchzuführende und zu interpretierende Methode nach Bland u. Altman (1). Der erste Schritt beinhaltete die Bestimmung der Mittelwerte (Averages) aus 1. und 2. Messung und der Differenzen (1.-2. Messung) eines gemessenen Parameters bei den jeweiligen Testpersonen. Danach erfolgte die Berechnung des Mittelwertes (d) und der Standardabweichung (s) aus den zuvor bestimmten Differenzen. Im nächsten Schritt wurden die

berechneten Werte graphisch dargestellt. Dabei wurde sowohl der Mittelwert der Differenzen (d) als Gerade als auch die 2-fache Standardabweichung oberhalb und unterhalb des Mittelwertes (d + 2s; - 2s) eingezeichnet.

Die von der - British Standards Institution - angenommene Definition des Wiederholbarkeitskoeffizienten besagt, daß eine Wiederholbarkeit (Reproduzierbarkeit) der Meßmethode gegeben ist, wenn 95% der Differenzen innerhalb der berechneten doppelten Standardabweichung liegen. Bei 15 Probanden darf nach dieser Definition kein Differenzpunkt außerhalb der Grenzen liegen, wenn das Kriterium Reproduzierbarkeit erfüllt sein soll.

Ergebnisse

Exemplarisch werden in den zwei folgenden Abbildungen die berechneten Daten für die isokinetische Kraftmessungen und

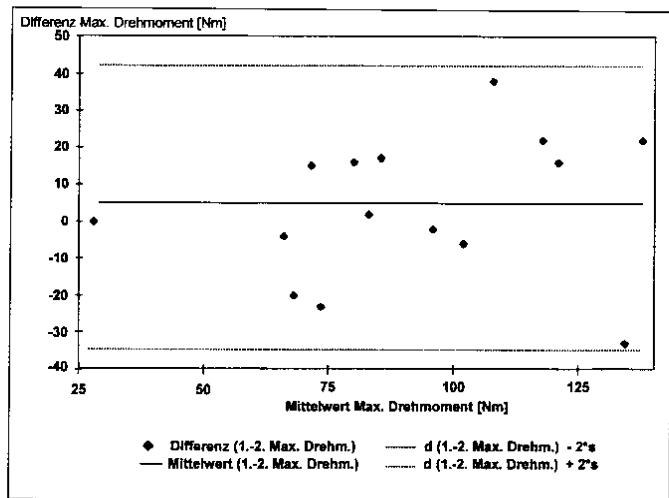


Abbildung 2: Beispiel einer reliablen isokinetischen Kraftmessung in Abduktion Konzentrik 60°/s. Differenzwerte der Test/Retestmessung jedes Probanden in Newtonmeter (Nm), aufgetragen zum Mittelwert (Nm) beider Messungen und der 2-fachen Standardabweichung.

die EMG-Bestimmungen dargestellt.

In Abbildung 2 liegen alle 15 berechnete Differenzen innerhalb der 2-fachen Standardabweichung. Diese Messung wird als reproduzierbar anerkannt. In Abbildung 3 sind zwei Differenzpunkte knapp außerhalb der definierten Grenze, somit ist für diese Messung keine ausreichende Reproduzierbarkeit gegeben.

Die Tabelle 2 zeigt eine Übersicht aller isokinetischen Messungen, eingeteilt nach Reproduzierbarkeit, die nach oben be-

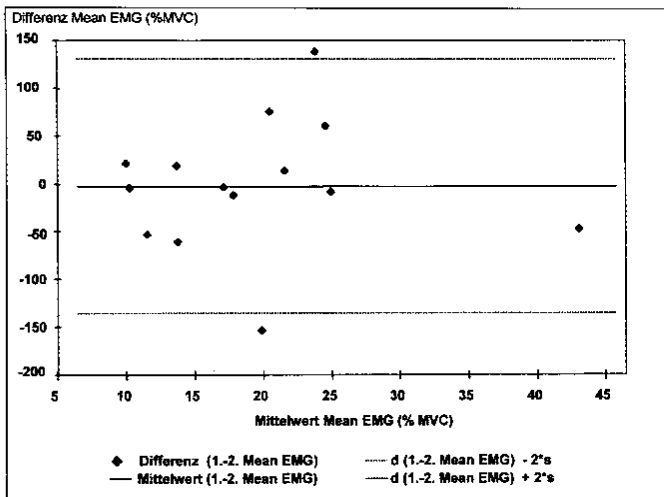


Abbildung 3: Beispiel einer nicht reliablen EMG-Messung während Flexion in Isometrie. Differenzwerte der Test/Retestmessung jedes Probanden in Prozent der MVC-Messung (% MVC), aufgetragen zum Mittelwert (% MVC) beider Messungen und der 2-fachen Standardabweichung.

schriebener Methode bestimmt wurde. Die Hüftextension und Abduktion sind in allen Modi reproduzierbar, die Adduktoren nur in der Isometrie und die Flexion in keinem Test. Die konzentrisch ermittelte Arbeit in Extension/Flexion ist gut reproduzierbar, hingegen die isometrische Ermüdungsmessung in Abduktion nicht.

Für die EMG-Messungen ist die Reproduzierbarkeit in der konzentrischen Abduktion/ Adduktion für beide Muskeln gegeben, nicht jedoch für die isometrische Bestimmung (Tab. 3). Die Messungen in Extension/Flexion lassen sich in allen Modi für beide Muskeln nicht ausreichend genau wiederholen.

Diskussion

Stichhaltige Untersuchungen über Reproduzierbarkeit sind in der Wissenschaft oft

unterrepräsentiert und werden sehr häufig mit statistischen Berechnungen und graphischen Darstellungen analysiert, die den Korrelationskoeffizienten (r) als Indikator der Reproduzierbarkeit angegeben. Der Korrelationskoeffizient gibt immer nur ein Verhältnis zwischen zwei Variablen an, und nicht inwieweit sie miteinander übereinstimmen. Vollkommene Korrelation besteht aber schon, wenn die Punkte auf irgend einer Geraden liegen. Eine weitere wichtige Tatsache ist, daß Veränderungen des Größenverhältnisses innerhalb der beiden Messungen die Korrelation nicht beeinflussen, aber sehr wohl die Übereinstimmung. Durch einen sich wiederholenden Fehler (z.B. bei allen Retests) könnte man trotz hervorragender Korrelation nicht von einer ausreichenden Reproduzierbarkeit dieser Methode sprechen. Weiterhin ist die Höhe des Korrelationskoeffizienten abhängig von der Breite des Probandenspektrums. Haben wir eine große Breite, so wird die Korrelation höher sein, als wenn diese schmal wäre. *Bland u. Altman* (1) beschrieben eine Alternative, die in der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kam.

Die nachfolgende Diskussion wird mit den Publikationen geführt, die den Korrelationskoeffizienten (4, 5, 6, 10, 13, 19, 30, 36),

oder den Variationskoeffizienten, sowie die Berechnung von Konfidenzgrenzen als statistische Methode (14, 26, 29) zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit benutzen.

Anhand der vorliegenden Studie ist ersichtlich, daß eine ausreichende Reproduzierbarkeit der Kraftmessungen bei allen 3 Muskelarbeitsweisen nur für die Extensionsbewegung gegeben ist. Es folgt die Abduktion (Isometrie u. Konzentrik), die Adduktion (Isometrie) und die Flexionsbewegung bei der keine der Muskelarbeitsweisen als reproduzierbar anzusehen ist. Bei der isometrischen liegt die Wiederholbarkeit höher als bei der konzentrischen und vor allem exzentrischen Arbeitsweise.

Burnett et al. (7) fanden bei einem Test (Cybex II) mit Knaben im Alter zwischen 6 und 10 Jahren in konzentrischer Arbeitsweise bei 90°/s eine noch gute Reproduzierbarkeit ($r = 0,84$) nur für die Extension der Hüften. Bei Männern mit einer geistigen Retardierung im Alter von 30 Jahren berichteten *Suomi et al.* (34) (Marec- und NMMT System) von einem hohen Intraclass-Korrelationskoeffizienten für die Konzentrik (30 °/s) von $r = 0,98$ und für die Isometrie von $r = 0,97$.

Molnar et al. (29) beschrieben bei Kindern im Alter von 7 bis 15 Jahren eine Inter-Test Variabilität zwischen 7,9% und 9,8% von maximalen Drehmomenten der Hüftmuskulatur (Extensoren, Flexoren und Abduktoren), Schultermuskulatur, Knie- und Ellenbogenmuskulatur. Mit am Hebelarm befestigten Gewichten errichteten *Moffroid et al.* (28) einen Reliabilitätskoeffizienten (Cybex I) bei statischer Arbeitsweise von $r = 0,99$, *Patterson und Spivey* (32) (Lido - Active) für die konzentrische und exzentrische Muskelarbeitsweise von $r = 0,89$.

ERGEBNISSE ISOKINETIK	
reproduzierbar	nicht reproduzierbar
<ul style="list-style-type: none"> • Isometrie: Extension, Abduktion Adduktion 	<ul style="list-style-type: none"> • Isometrie: Flexion, Abduktion (Ermüdung)
<ul style="list-style-type: none"> • Konzentrik: Extension, Abduktion Extension/Flexion (Arbeit) 	<ul style="list-style-type: none"> • Konzentrik: Flexion, Abduktion
<ul style="list-style-type: none"> • Exzentrik: Extension 	<ul style="list-style-type: none"> • Exzentrik: Flexion

Tab. 2: Die isokinetischen Kraft- und Kraftausdauerermessungen eingeteilt nach Reproduzierbarkeit.

Tab. 3: Die EMG-Messungen während der Krafttests eingeteilt nach Reproduzierbarkeit.

ERGEBNISSE EMG	
reproduzierbar	nicht reproduzierbar
<ul style="list-style-type: none"> • Konzentrik: (beide Muskeln) Abduktion, Adduktion 	<ul style="list-style-type: none"> • Isometrie: (beide Muskeln) Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion
	<ul style="list-style-type: none"> • Konzentrik: (beide Muskeln) Flexion, Extension
	<ul style="list-style-type: none"> • Exzentrik: (beide Muskeln) Flexion, Extension

Der Grund für diese bessere Reliabilität bei statischer Belastung liegt in der besseren Fixierung während der isometrischen Messung, Abweichungen zwischen der Gelenkachse des Probanden und der Geräteachse, wie dies bei konzentrischer oder exzentrischer Belastung beobachtet wird, treten nicht auf. Durch zwischenzeitliches Auffordern der Testpersonen in die gezeigte Ausgangslage zurückzukehren und durch wiederholtes Nachjustieren der Haltebänder, können diese unerwünschten Ereignisse vermindert werden. Die Koordinationsfähigkeit bei Hüftgelenksbewegungen während der ungewohnten Rücken- und Seitenlage kommt bei dynamischen mehr als bei der statischen Belastungsform zum Tragen. Im exzentrischen Modus kommt neben einer guten Koordinationsfähigkeit auch eine hohe Konzentrationsfähigkeit hinzu. Schnellere Bewegungen als $120^\circ/\text{s}$ wurden aus diesem Grund und bekannter Fehlinterpretationen nicht durchgeführt (18).

Am Knie- und Schultergelenk sind ausreichende Test-Retest Reliabilitäten für die berechnete Arbeit beschrieben (5, 10, 30, 33). Für das Hüftgelenk ($120^\circ/\text{s}$) konnten wir eine ausreichende Reproduzierbarkeit bei der konzentrischen Extensions- und Flexionsbewegung nachweisen. Der Ermüdungsindex im isometrischen Test über 1 Minute Abduktion ist wegen eines Ausreißers nicht reproduzierbar. Die ungewohnte Muskelarbeitsweise (statisch, 1 min) für die Hüftgelenksabduktoren und die inadäquate Fixierung der Testperson auf dem Gerät in Seitenlage beeinflussen die Messung negativ. Darüber hinaus ist der Parameter Ausdauer auch am Kniegelenk niedrig oder nicht ausreichend reproduzierbar (6, 14, 24, 30, 33).

Ein nicht zu unterschätzender Faktor, besonders bei dieser getesteten Altersgruppe, ist die Frage der ausreichenden Gewöhnungsphase an das Gerät und die doch ungewohnten Bewegungsanforderungen (z.B. Exzentrik). Innerhalb dieser Arbeit wurden die Testpersonen aufgefordert, vor jeder neuen Bewegungsrichtung bzw. Muskelarbeitsweise 3 submaximale Belastungen durchzuführen. Gleeson u. Mercer (14) postulierten, daß an mehreren Testtagen (3 und mehr) der MVC Wert bestimmt werden soll, um das maximale Drehmoment zu erhalten, das für Reliabilitätsstudien dann am besten geeignet ist.

Frontera et al. (13) erhielten signifikant höhere Meßwerte während des Retests des Knie- und Ellenbogengelenks nach einer Pause von 7 - 10 Tagen, Mayer et al. (27) empfahlen eine Pause von 14 Tagen zwischen 2 Messungen einzuhalten. Eine derartige Beobachtung konnte bei den 15 Testpersonen generell nicht gemacht werden. Eine Verbesserung der intramuskulären und intermuskulären Koordination konnte durch die 6-tägige Pause vermieden werden. Die Intertester-Variabilität wurde eliminiert, indem alle Messungen von demselben Untersucher durchgeführt wurden. Die Intratester-Variabilität wurde durch sorgfältiges Einhalten eines Standard Operation Procedere versucht zu minimieren. Auch unter Berücksichtigung und Optimierung der o. g. Einflußfaktoren werden die hohen Reliabilitätswerte des Kniegelenks mit großer Sicherheit nicht erreicht werden können (6, 10, 14, 30).

Mit Hilfe der vorliegenden Arbeit konnte jedoch gezeigt werden, daß die isokinetische Meßmethode der hüftgelenksumgreifenden Muskulatur, mit gewissen Einschränkungen in der Auswahl der zu messenden Parameter, eine ausreichende Reproduzierbarkeit aufweist und sie sinnvoll und nützlich bei klinischen, arbeitsphysiologischen und sportwissenschaftlichen Fragestellungen angewendet und eingesetzt werden kann.

Der Vergleich elektromyographischer Untersuchungen wird durch uneinheitliche Ableitverfahren und Geräteausstattung, uneinheitliches Material, sowie die unterschiedlichsten Auswertetechniken unmöglich gemacht.

In der Literatur finden sich zahlreiche Studien, die sich mit der Problematik der Reproduzierbarkeit dieser Meßmethode hinsichtlich unterschiedlich abgeleiteter Muskeln wie der kniegelenksumgreifenden Muskulatur (11, 21, 22, 35), der Unterschenkelmuskulatur (15, 20), des M. triceps brachii (17), M. biceps brachii (25), M. iliocostalis lumborum u. M. multifidus (31) als auch bei verschiedenen Fragestellungen (z.B. kinesiologische Fragestellungen wie die Ganganalyse) auseinandersetzen, nicht jedoch an der Hüfte während isokinetischer Kraftmessungen. Freiwald et al. (11) berichteten von hohen Reliabilitätswerten ($r = 0,79$ bis $0,92$ konzentrisch und $r = 0,86$ bis $0,95$ isometrisch, bei Belassen der Elektroden auf der Haut) während iso-

kinetischer Kraftmessung an der kniegelenksumgreifenden Muskulatur (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris) und leichtem Abfall der Werte bei erneuter Elektrodenapplikation.

Eine eindeutig ausreichende Reproduzierbarkeit der EMG - Signale ist nur für den gemessenen Parameter Abduktion - Adduktion / Konzentrik $60^\circ/\text{s}$ bei beiden abgeleiteten Muskeln nachzuweisen. Dies ist damit zu erklären, daß die Bewegungsausführung Abduktion / Adduktion genau den Funktionen der beiden abgeleiteten Muskeln entspricht, nicht aber der Extension/Flexion. Zum anderen haben bei dieser Ausgangslage die aufgeklebten Elektroden keinen Kontakt mit der Testliege, so daß kaum Druck- und Zugsbewegungen an den Elektroden/Kabeln entsteht. In Rückenlage sind trotz sorgfältiger Elektrodenapplikation und Kabelfixierung (mit Zugentlastung) Bewegungsartefakte (Kabelbewegungsartefakt, Elektrodenbewegungsartefakt und Hautbewegungsartefakt) nicht zu vermeiden (40).

Im Gegensatz zum breiten M. gluteus medius kommt für den M. adductor magnus die anatomische Nähe zu den anderen recht schlanken und langgestreckten Adduktoren hinzu. Neben möglichem „Cross Talk“ Phänomen ist das Wiederfinden des Ableitpunktes bei der Retestmessung problematisch (2, 12). Möglichkeiten der Minimierung dieser Störgröße wurden von Nigg und Richardson (31) mittels „branched electrode technik“, von Gollhofer et al. (15) und Horstmann et al. (20) mittels Auffinden der gesuchten Ableitpunkte durch Palpation des Muskelbauches in verschiedenen Kontraktionsstellungen und Tätowierung der Stelle und von Vitasalo u. Komi (35) mittels Bestimmung des motorischen Ableitpunktes durch niederfrequenten Reizstromgenerator angegeben. Eine exakte Hautpräparation kann bereits 90% aller Artefakte vermeiden (16).

Während bei der konzentrischen Messung weitere Parameter nur knapp nicht reproduzierbar waren, fand sich in der isometrischen Muskelarbeitsweise keine ausreichende Reproduzierbarkeit. Yang und Winter (39) beschrieben signifikant höhere Korrelationskoeffizienten für die submaximalen isometrischen Kontraktionen und begründen dies mit einer erhöhten Ermüdungsanfälligkeit bei maximaler Kontraktion und mit einer vorhandenen Co-Kontraktion der Antagonisten. Als Normali-

sierungsmethode zeigten diese eine bessere Reproduzierbarkeit als der 100% MVC Wert.

Als weitere Einflußfaktoren auf die Reproduzierbarkeit der elektromyographischen Meßmethode muß die Anspannungsintensität der Muskulatur, die Muskellänge, die Muskelermüdung, die Muskeltemperatur und die Zirkadianperiodik angesehen werden, die jedoch nicht immer konstant gehalten werden kann. Aufgrund des kombinierten Meßvorgehens werden die Ergebnisse der elektromyographischen Meßmethode zusätzlich durch die Einschränkungen der isokinetischen Meßmethode negativ mitbeeinflusst.

Aus der vorliegenden Arbeit wird ersichtlich, daß das Verfahren der Elektromyographie in bestimmten Bereichen (z.B. kniegelenksnahe Muskulatur (eingeschränkt), Unterschenkelmuskulatur/Ganganalyse, evtl. Oberarm-/Unterarmmuskulatur) aufgrund der veröffentlichten Ergebnisse seine Berechtigung hat und auch nützlich und sinnvoll eingesetzt werden kann.

Eine Anwendung im Bereich der hüftumgreifenden Muskulatur (m. adductor magnus, m. gluteus medius) in Kombination mit der isokinetischen Meßmethode ist unter Berücksichtigung der Ergebnisse dieser vorliegenden Arbeit nur eingeschränkt möglich.

Literatur

- (1) *Bland J.M., D.G. Altman*: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 8 (1986), 307-310.
- (2) *Bochdansky T.*: Die Messung der Muskulatur mittels oberflächlicher EMG-Ableitung: Möglichkeiten und Grenzen. In: Zichner L., M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg.): Die Muskulatur. Ciba-Geigy-Verlag Wehr/Baden (1994), pp 59-67.
- (3) *Bohannon R.W., M.B. Smith*: Intercession reliability of angle specific knee extension torque measurements with gravity corrections. *J Orthop Sports Phys Ther* 11 (1989), 155-157.
- (4) *Bohannon R.W., S. Walsh*: Nature, reliability and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 73 (1992), 721-725.
- (5) *Brown L.E., M. Whitehurst, J.R. Bryant*: Reliability of LIDO - ACTIVE isokinetic dynamometer concentric mode. *Isokinetics and Exercise Science* 4 (1992), 191-194.
- (6) *Burdett R.G., J. van Swearingen*: Reliability of isokinetic muscle endurance tests. *J Ortho Sports Phys Ther* 8 (1987), 484-488.
- (7) *Burnett C.N., E.F. Betts, W.M. King*: Reliability of isokinetic measurements of muscle torque in young boys. *Physical Therapy* Vol. 4 (1990), 244-249.
- (8) *Courier D.P.*: Measurement of muscle fatigue. *Phys Ther* 49 (1969), 724-730.
- (9) *De Vries H.A.*: „Efficiency of electrical activity“ as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *Am J Phys Med* 47 (1968), 10-22.
- (10) *Feiring D.C., T.S. Ellenbecker, G.L. Derscheid*: Test-retest reliability of the Biodex Isokinetic Dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther* 11 (1990), 298-300.
- (11) *Freiwald J., M. Engelhardt, I. Reuter*: Die Messung der Muskulatur mittels isokinetischer und kombiniert elektromyographischer Meßstationen. In: Zichner L., M. Engelhardt, J. Freiwald: (Hrsg.): Die Muskulatur. Ciba-Geigy Verlag Wehr/Baden (1994a), pp69-98.
- (12) *Freiwald J., M. Engelhardt*: EMG Einsatz in der Knierehabilitation - Praktische Konsequenzen. *Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi* 3-4 (1994b), 136-139.
- (13) *Frontera W.R., V.A. Hughes, G.E. Dallal, W.J. Evans*: Reliability of isokinetic muscle strength testing in 45-78 year old men and women. *Arch Phys Med Rehabil* 74 (1993), 1181-1185.
- (14) *Gleeson N.P., T.H. Mercer*: Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women. *Eur J Appl Physiol* 65 (1992), 221-228.
- (15) *Gollhofer A., D. Schmidtbleicher, G. Horstmann*: Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In: Daugs R.; K.-H. Leist, H.-V. Ulmer (Hrsg): Motorikforschung aktuell dvs-Protokoll, Clausthal-Zellerfeld (1989a), pp58-67.
- (16) *Gollhofer A., D. Schmidtbleicher*: Protokoll der Expertendiskussion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In: Daugs R.; Leist K.-H.; Ulmer H.-V. (Hrsg): Motorikforschung aktuell dvs-Protokoll, Clausthal-Zellerfeld (1989b), pp74-79.
- (17) *Graham G.P.*: Reliability of electromyographic measurements after surface electrode removal and replacement. *Perceptual and Motor Skills* 49 (1979) 215-218.
- (18) *Handel M., H.H. Dickhuth, F. Mayer, R.W. Gülich*: Prerequisites and limitations to isokinetic measurements in humans. *Eur J Appl Physiol* 73 (1996), 225-230.
- (19) *Highgenboten C.L., A. Jackson, N.B. Meske*: Genucom knee analysis system: reproducibility and database development. *Med Sci Sports Exerc* 22 (1990), 5, 713-717.
- (20) *Horstmann G.A., A. Gollhofer, V. Dietz*: Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 70 (1988), 447-452.
- (21) *Kadaba M.P.; M.E. Wootten, J. Gainey, G.V.B. Cochran*: Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res* 3 (1985), 350-359.
- (22) *Kadaba M.P., H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton, G.V.B. Cochran*: Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 7 (1989), 849-860.
- (23) *Kannus P.*: Normality, variability and predictability of work, power and torque acceleration energy with respect to peak torque in isokinetic muscle testing. *Int J Sports Med* 13 (1992), 249-256.
- (24) *Kannus P.*: Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med* 15 (1994), 11-18.
- (25) *Komi P.V., E.R. Burskirk*: Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyogr* 10 (1970), 357-367.
- (26) *Mayer F., T. Horstmann, K. Kranenberg, K. Röcker, H.H. Dickhuth*: Reproducibility of isokinetic peak torque in the shoulder joint. *Int J Sportsmed* 15 (1994), 26-31.
- (27) *Mayer F., T. Horstmann, W. Küsswetter, H.H. Dickhuth*: Isokinetik - Eine Standortbestimmung. *Dtsch Z Sportmed* 7/8 (1994), 272-287.
- (28) *Moffroid M., R. Whipple, J. Hofkosh, E. Lowman, H. Thistle*: A study of isokinetic exercise. *Phys Ther* 7 (1969), 735-746.
- (29) *Mohar G.E., J. Alexander, N. Gutefeld*: Reliability of quantitative strength measurements in children. *Arch Phys Med Rehabil* 60 (1979), 218-221.
- (30) *Montgomery L.C., L.W. Douglass, P.A. Deuster*: Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance. *J Orthop Sports Phys Ther* 2 (1989), 315-322.
- (31) *Ng J. K.-F., C.A. Richardson*: Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 77 (1996), 259-264.
- (32) *Patterson L.A., W.E. Spivey*: Validity and reliability of the LIDO ACTIVE isokinetic system. *J Orthop Sports Phys Ther* 15 (1992), 32-36.
- (33) *Perrin D.H.*: Reliability of isokinetic measures. *Athl Train* 21 (1986), 319-321.
- (34) *Suomi R., P.R. Surburg, P. Lectus*: Reliability of isokinetic and isometric measurement of leg strength on men with mental retardation. *Arch Phys Med Rehabil* 74 8 (1993), 848-852.
- (35) *Vitasalo J.H.T., P.V. Komi*: Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. *Acta Physiol Scand* 93 (1974), 531-539.
- (36) *White L.N., E.J. Protas*: The reliability of the kinetic communicator during isokinetic knee extension. *Phys Ther* 65 (1985), 699.
- (37) *Winter D.A., G. Rau, R. Kuudefors, H. Bronan, C.J. De Luca*: Standards for reporting EMG data. Report of the Int. Soc Electrophysiol Kinesiol. *J Electromyogr Kinesiol* 6, 2 (1996), III-IV
- (38) *Winter D.A.*: The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Second edition University of Waterloo Press (1991), pp57-63
- (39) *Yang J.F., D.A. Winter*: Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil* 64 (1983), 417-420.
- (40) *Zipp P.*: Leitregeln für die Oberflächen - Myographie: ausgewählte Beispiele. Daugs R.; Leist K.-H.; Ulmer H.-V.; (Red.): Motorikforschung aktuell; dvs-Protokoll Nr.35. Clausthal-Zellerfeld (1989), pp68-73.

Anschrift für die Autoren:
Dr. Thomas Horstmann
Medizinische Klinik und Poliklinik,
Abteilung Sportmedizin,
Eberhard-Karls-Universität Tübingen
Hölderlinstr. 11
D-72074 Tübingen
Tel.: 07071/2986493,
Fax.: 07071/295162