

Sportwissenschaftliches Institut
der Universität des Saarlandes

DIPLOMARBEIT

im Studiengang Sport

**Annäherung der anatomischen Drehachse des Hüftgelenks
an die mechanische Drehachse einer Meßapparatur
zur Messung der Beweglichkeit im Hüftgelenk**

Das Thema wurde gestellt von:

Prof. Dr. med. W. Kindermann
Dr. med. T. Meyer

vorgelegt von:

**Boris Nahler
Eichendorffstr. 3
66125 Saarbrücken**

April 1998

I INHALTSVERZEICHNIS

Seite

I	Inhaltsverzeichnis	
II	Abbildungsverzeichnis	
III	Tabellenverzeichnis	
IV	Abkürzungsverzeichnis	
V	Zusammenfassung	
1	Einleitung	1
1.1	Funktioneller Aufbau des Hüftgelenks.....	2
1.2	Trochanter major	3
1.3	Aktueller Forschungsstand	4
1.4	Longitudinalverschiebung	6
1.5	Mathematisches Modell	7
1.6	Folgeprobleme der Longitudinalverschiebung.....	9
1.7	Schritthöhe.....	11
2	Hypothesen	13
3	Methodik	15
3.1	Probanden.....	15
3.2	Beschreibung der Meßapparatur GUCI.....	16
3.3	Versuchsablauf	20
3.3.1	Meßvorbereitung	20
3.3.2	Ausrichtung und Fixierung des Probanden	22
3.4	Meßablauf.....	23
3.5	Statistik.....	24
4	Ergebnisse	25
5	DISKUSSION	29
VI	Literaturverzeichnis	
VII	Anhang	

II Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abb. 1: Anatomische Drehachse im Hüftgelenk bei Anteversion des Beines (modifiziert nach Netter1994).....	3
Abb. 2: Schematische Darstellung der Longitudinalverschiebung im Verlauf der Dehnung.	6
Abb. 3: Geometrische Darstellung der Longitudinalverschiebung (links: DA_{HG} kranial der DA_{MA} ; rechts: DA_{HG} kaudal der DA_{MA}).....	7
Abb. 4: Unterschiede der Winkel bei ungleichen Drehachsen.....	9
Abb. 5: Abstand Boden - Symphysis pubica (modifiziert nach Rüdiger-Anatomie 1991).....	11
Abb. 6: Schritthöhenmesser	12
Abb. 7: CAD-Zeichnung der Meßapparatur.....	16
Abb. 8: Fixierung des Probanden.....	17
Abb. 9: Positionierung auf der Meßapparatur.....	18
Abb. 10: Proband während eines Treatments.....	19
Abb. 11: Markierung der Meßpunkte.....	21
Abb. 12: Versuchsdesign.....	23
Abb. 13: Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der S^+ -Werte	25
Abb. 14: Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der T^+ -Werte	25
Abb. 15: Gemittelte Werte der geringsten Longitudinalverschiebung der S^+ -Werte (geschlechtsspezifisch unterteilt)	26
Abb. 16: Gemittelte Werte der geringsten Longitudinalverschiebung der T^+ -Werte (geschlechtsspezifisch unterteilt)	26
Abb. 17: Varianzenvergleich der Punkte der geringsten Longitudinalverschiebung der S^+ - und T^+ -Werte.....	27
Abb. 18: Varianzenvergleich der Punkte ‚S+8‘ und ‚KGIN%‘	27
Abb. 19: Varianzenvergleich der Punkte ‚S+8‘ und ‚S+X%‘	28

III TABELLENVERZEICHNIS

	Seite
Tab. 1: Drehachsenbestimmung bei unterschiedlichen Untersuchungen	5
Tab. 2: Anthropometrische Daten	15

IV ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

BR_{\max}	=	maximale Bewegungsreichweite
CAD	=	Computer Aided Design
CCD	=	Caput-Collum-Diaphysenwinkel
DA_{MA}	=	mechanische Drehachse der Meßapparatur
DA_{HG}	=	anatomische Drehachse des Hüftgelenks
F	=	F-Wert von Varianzanalyse
H_0	=	Nullhypothese
H_1	=	Alternativhypothese
J-Schiene	=	Fußhalterung in Form eines ‚J‘
KGin%	=	Variable für den prozentualen Anteil der Drehachse im Hüftgelenk an der Körpergröße
Mm.	=	Musculi
M_x	=	Messungen am Hüftbeugewinkel bei x-Grad
\bar{M}	=	Mittelwert
p-Wert	=	Wahrscheinlichkeit
r	=	Korrelationskoeffizient
r_1	=	Beinlänge
r_2	=	Meßarmlänge
R^2	=	Determinationskoeffizient
s	=	Abstand der anatomischen zur mechanischen Drehachse
S	=	Schritthöhe
s^2	=	Varianz
S+8	=	Punkt der durchschnittlich geringsten Longitudinalverschiebung orientiert an der Schritthöhe
S_n	=	Meßpunkte mit n Zentimetern Abstand von der Schritthöhe
S+X%	=	Variable für den Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung berechnet über den Mittelwert der Zentimeter in Prozent zur Schritthöhe addiert
S^+	=	durchschnittlicher Wert der geringsten Longitudinalverschiebung orientiert an der Schritthöhe
T	=	Trochanterhöhe
T_n	=	Meßpunkte mit n Zentimetern Abstand von der Trochanterhöhe

$T+5$	=	Punkt der durchschnittlich geringsten Longitudinalverschiebung orientiert an der Trochanterhöhe
T^+	=	durchschnittlicher Wert der geringsten Longitudinalverschiebung orientiert an der Trochanterhöhe
α	=	Fehlerwahrscheinlichkeit
β	=	Winkelbezeichnung
γ	=	Winkelbezeichnung
Δs	=	Longitudinalverschiebung
φ	=	Winkelbezeichnung

V ZUSAMMENFASSUNG

Bei Messungen der Beweglichkeit wird häufig mit der ischiokruralen Muskulatur gearbeitet. Verwendet man eine Meßapparatur mit eigener Drehachse (DA_{MA}), ist es notwendig, daß diese mit der Drehachse des Hüftgelenks (DA_{HG}) übereinstimmt. Als DA_{HG} wird häufig der Trochanter major benutzt. Stimmen DA_{MA} und DA_{HG} nicht überein, führt eine Longitudinalverschiebung des Beines zu Beeinflussung von Kraftmessungen und Veränderungen des Dehngefühls.

In einer Querschnittsstudie wurden 36 Versuchspersonen (Geschlecht: 18 Männer, 18 Frauen, Alter: $\bar{M} = 26,2 \pm 2,8$ Jahre, Gewicht: $\bar{M} = 66,2 \pm 10,4$ kg, Größe: $\bar{M} = 173,0$ cm $\pm 8,6$ cm) bezüglich ihrer anatomisch-funktionellen Drehachse im Hüftgelenk untersucht. Als Ausgangspunkt zur Bestimmung der DA_{HG} , wurde neben dem Trochanter major auch die Schritthöhe (Abstand Boden - Symphysis pubica) bestimmt. Daraufhin wurden in der Frontalebene relativ zu diesem Punkt neun hypothetische DA_{HG} -Punkte im Abstand von jeweils einem Zentimeter markiert. Für jeden dieser Punkte wurde die Longitudinalverschiebung des Beines gegenüber der Meßapparatur (in 10° -Schritten, von 0° bis 80°) bei Dehnung in Rückenlage gemessen. Die S^+ -Werte und die Longitudinalverschiebung weisen einen hohen linearen Zusammenhang auf ($r = 0,88$). Die geringste Verschiebung lag in dieser Stichprobe bei $S + 7,92$ cm (entspricht hypothetisch $DA_{HG\ S+8}$). Die Trochanterhöhe (T) und die Longitudinalverschiebung weisen ebenfalls einen hohen linearen Zusammenhang auf ($r = 0,81$). Bei den T-Werten lag die geringste Longitudinalverschiebung bei $T + 4,55$ cm (entspricht hypothetisch $DA_{HG\ T+5}$). Eine Prüfung auf geschlechtsspezifische Unterschiede, bezogen auf die Werte der durchschnittlich geringsten Longitudinalverschiebung (bei $S^+ = 8$ cm bzw. $T^+ = 5$ cm), zeigte keinen signifikanten Unterschied ($p[F = 0,156]$; $\alpha = 0,05$ bzw. $p[F = 0,881]$; $\alpha = 0,05$). Da die Streuung von ',T+5' ($s^2 = 2,73$) signifikant größer war als die Streuung von ',S+8' ($s^2 = 1,67$), wurde gezeigt, daß die Ermittlung der Drehachse im Hüftgelenk über die Schritthöhe exakter ist als über die Trochanterhöhe. Dieses Ergebnis (',S+8') stellt eine pragmatische Vorgehensweise dar. Es ist eine relativ einfache Methode, die auf einem gut reproduzierbaren Punkt (S) basiert und deren Zeitaufwand sich in Grenzen hält.

1 EINLEITUNG

Oftmals wird die ischiokrurale Muskulatur für Bewegungsmessungen herangezogen, weil sie zu den am häufigsten verkürzten Muskelgruppen gehört und ihre Dehnbarkeit nicht durch den anatomischen Gelenkaufbau (Hüftgelenk) gehemmt wird.

Bei den meisten Meßapparaturen muß dafür eine Drehachse im Hüftgelenk (DA_{HG}) festgelegt werden, wenn über dieses Gelenk gedehnt wird. Dies ist notwendig, um die Drehachse der jeweiligen Meßapparatur (DA_{MA}) in Übereinstimmung mit der DA_{HG} bringen zu können. Falls die anatomische Drehachse im Hüftgelenk nicht durch die DA_{MA} verläuft, führt dies zu Verschiebungen des Beines in longitudinaler Richtung. Als Folge können sowohl Winkel- als auch Kraftmessungen sowie das Dehngefühl beeinflußt und gestört werden.

Die im folgenden beschriebene Studie zielte darauf ab, einen leicht bestimmbareren Punkt zu finden, der die DA_{HG} besser darstellt als der Trochanter major. Damit sollte für nachfolgende Untersuchungen der Beweglichkeit eine Ökonomisierung und Fehlerreduktion erreicht werden.

Häufig wird der Trochanter major als DA_{HG} definiert (vgl. Tab. 1). In den meisten Fällen verläuft durch ihn allerdings nicht die eigentliche anatomische Drehachse des Hüftgelenks (vgl. STRASSER 1917).

Das Problem bei der Bestimmung der Drehachse über den Trochanter major liegt in seiner schwierigen Lokalisation in der longitudinalen Achse. In der sagittalen Achse stellt dies ein geringeres Problem dar. Zusätzlich wurde die Schritthöhe, die genauer bestimmt werden kann, als Bezugspunkt aufgenommen.

Bei der Auswertung wurden beide Parameter (Trochanter major und Schritthöhe) verglichen, um zu untersuchen, ob die Bestimmung der DA_{HG} über die Schritthöhe zur exakteren Bestimmung der ‚anatomisch - funktionellen‘ Drehachse führt.

1.1 Funktioneller Aufbau des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk (*Articulatio coxae*) verbindet den Oberschenkelknochen mit dem Becken. Der Oberschenkelknochen ist der längste und stabilste Röhrenknochen des Menschen (vgl. WALDEYER/MAYET 1993). Das Mittelstück (Schaft) ist leicht dorsal konkav gekrümmt. Das proximale Endstück (*Caput ossis femoris*) wird mit dem Schaft (*Corpus*) durch den Schenkelhals (*Collum ossis femoris*) verbunden (vgl. Abb. 1). Dieser ist von ventral nach dorsal abgeplattet. Das *Caput femoris* ist nicht genau sphärisch. Es bildet in etwa eine 2/3-Kugel mit einem Durchmesser von 40 - 90 mm (vgl. KAPANDJI 1985).

Die Längsachse des Femurschaftes bildet mit der Längsachse des *Collum ossis femoris* den Caput-Collum-Diaphysenwinkel (CCD) oder Schenkelhalswinkel. Dieser beträgt im Durchschnitt beim Erwachsenen 126° (vgl. THOMAS 1969; FRANK 1974; ROHEN 1984; KAPANDJI 1985; PLATZER 1991) und kann zwischen 120° und 130° (vgl. TITTEL 1985; BENNINGHOFF/GOERTTLER 1978; VOSS/HERRLINGER 1985; BÜCKER 1959) schwanken.

Die Halsachse verläuft, von lateral nach medial gesehen, schräg nach oben innen vorne. Mit der Frontalebene bildet sie einen Antetorsionswinkel von 10° bis 30° , der nach medial vorne offen ist (vgl. KAPANDJI 1985). Nach PLATZER (1991) liegt dieser zwischen 10° und 12° , nach THOMAS (1969) zwischen 12° und 14° .

Das distale Endstück wird durch eine große Einbuchtung (*Fossa intercondylaris*) in *Condylus medialis* und *Condylus lateralis* geteilt. Die frontale Ebene durch Hüftkopf und Kondylenachse bildet mit der Diaphysenachse einen Winkel von 5° bis 7° (vgl. FRANK 1974).

Wo der Schaft in den Hals übergeht befinden sich zwei knöcherne Erhebungen. Medial liegt der kleine Rollbügel (*Trochanter minor*), lateral der große Rollbügel (*Trochanter major*). Der *Trochanter minor* ist von einer dicken Muskelschicht umgeben, wodurch ein Ertasten fast nicht möglich ist. Der *Trochanter major* hingegen ist weniger mit Weichteilen bedeckt und daher von außen eher zu lokalisieren.

1.2 Trochanter major

In Studien über Dehnbarkeit der ischiokruralen Muskulatur wird, wie anfangs schon erwähnt, meist der Trochanter major als DA_{HG} verwendet, um die Messung zu standardisieren. Dies zieht einige Probleme nach sich:

Zum einen ist er oft schwer zu palpieren (s.o.), da er entweder an der Beinaußenseite nicht spitz genug ausgeprägt oder mit zuviel subkutanem Fett- bzw. Muskelgewebe überlagert ist.

Zum anderen liegt der Trochanter major meist nicht auf Höhe der DA_{HG} bei einer Anteversion des Beines (vgl. Abb. 1).

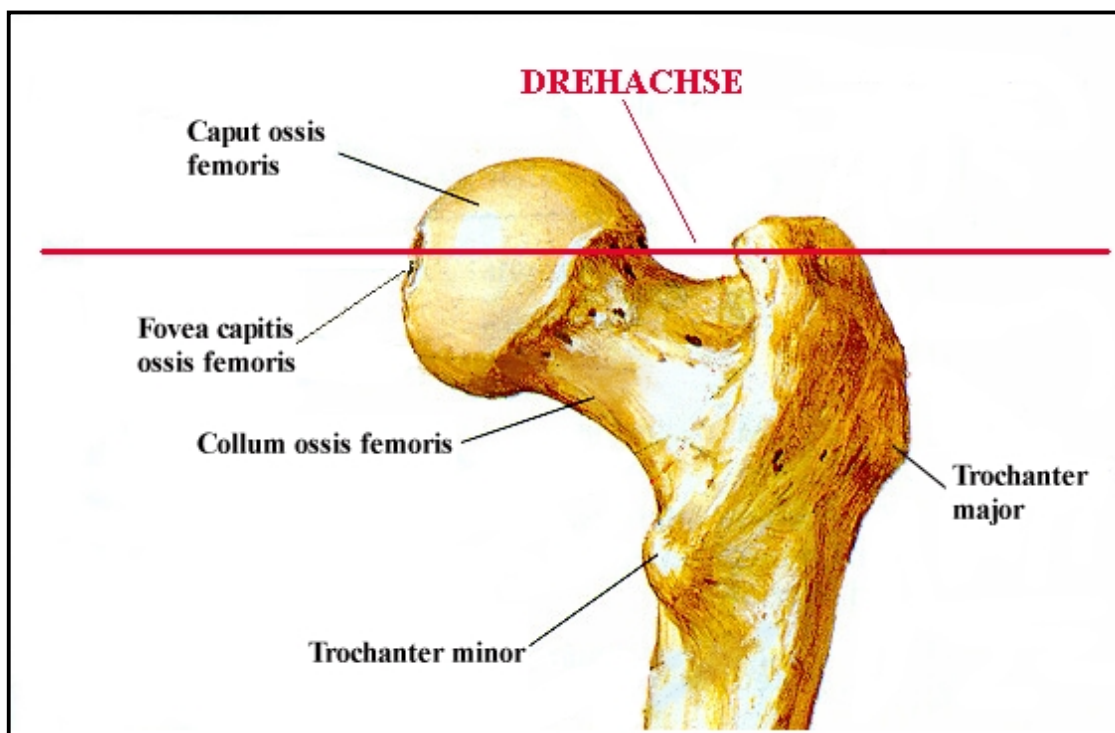


Abb. 1: Anatomische Drehachse im Hüftgelenk bei Anteversion des Beines (modifiziert nach Netter 1994)

Wie stark der am weitesten außen tastbare Punkt des Trochanter major von der DA_{HG} entfernt ist, hängt vom jeweiligen Caput-Collum-Diaphysenwinkel ab.

1.3 Aktueller Forschungsstand

Um die Beweglichkeit der ischiokruralen Muskulatur zu messen, werden unterschiedliche Winkelmesser benutzt. Je nach verwendetem Gerät ist es notwendig, eine Drehachse im Hüftgelenk zu definieren.

Einige Autoren nennen in ihren Arbeiten lediglich verwendete Meßgeräte. Eine Drehachsenbestimmung wird meist nicht näher beschrieben (vgl. Tab. 1).

Dazu gehören CORNELIUS/HINSON (1980), die einen Leighton Flexometer benutzten und HARDY/JONES (1986), die die verschiedenen Winkelstellungen mit Hilfe von stroboskopischen Aufnahmen maßen. HUTTON (1994) verwendete einen Elektrogoniometer zusammen mit einem Eichgoniometer, WIEMANN (1991) einen Potentiometer und WIKTORSSON-MÖLLER/ÖBERG/EK-STRAND/GILLQUIST (1983) führten ihre Untersuchung auf einem Cybex II - Gerät durch.

Eine zweite Gruppe von Autoren, darunter HARRY (1985), HARTLEY-O'BRIEN (1980), JACKSON/BAKER (1986), SADY/WORTMAN/BLANKE (1982), WILLIFORD/EAST/SMITH/BURRY (1986), WALLIN/EKBLOM/GRAHN/NORDENBORG (1985) und WYDRA/BÖS/KARISCH (1991) verwendete Winkelmesser, bei denen eine Bestimmung der DA_{HG} nicht notwendig ist. Hierbei wurde meist ein am Schienbeintrag befestigter Leighton Flexometer verwendet.

Am häufigsten wurde jedoch bei Untersuchungen der Trochanter major als anatomische Drehachse im Hüftgelenk gewählt (vgl. BORMS/VAN ROY/SANTENS/HEANTJENS 1987; ETNYRE/LEE 1988; GODGES/MacRAE H./LONGDON/TINGERG/MacRAE, P. 1989; HELM-RATH 1996; HENRICSON/FREDRIKSSON/PERSSON/PEREIRA/ROSTEDT/WESTLIN 1984; HUBLEY/KOZEY/STANISH 1984; MEDEIROS/SMIDT/BURMEISTER/SODERBERG 1977; MOORE/HUTTON 1980; PRENTICE 1983; SCHÖNTHALER/OTT 1994).

Eine Ausnahme bildet KLEE 1995, der sich über eine exaktere Bestimmung der Drehachse im Hüftgelenk Gedanken machte. Probanden wurden ohne Fixierungen auf die Apparatur gelegt und der Trochanter major auf die DA_{MA} ausgerichtet. Während einer Testmessung wurde beobachtet, in welche Richtung der Longitudinalachse sich das Bein verschob. Anhand der Richtung wurde der Proband entsprechend ausgerichtet.

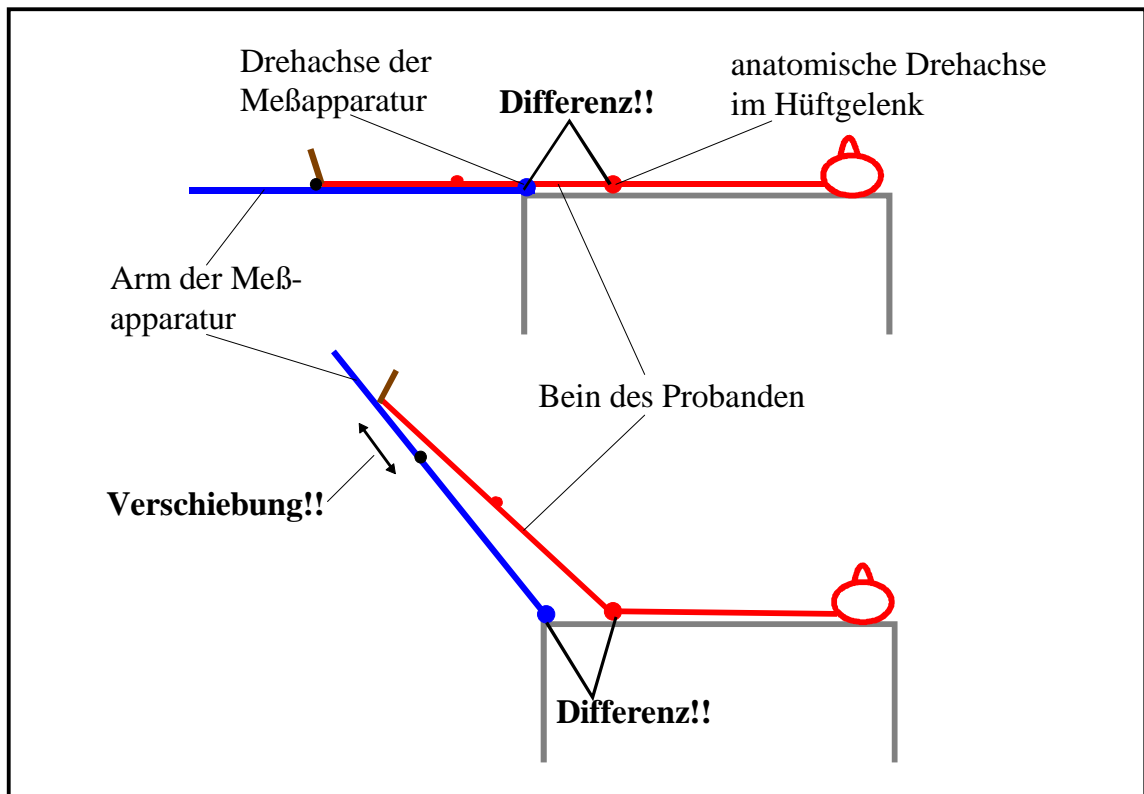
Tab. 1: Drehachsenbestimmung bei unterschiedlichen Untersuchungen

AUTOR (Jahr)	MESSGERÄT	DREHACHSEN-BESTIMMUNG
Borms et al. (1987)	Goniometer	Trochanter major
Etnyre/Lee (1988)	Goniometer	Trochanter major
Godges et al. (1989)	Goniometer	Trochanter major
Helmrath (1996)	Potentiometer	Trochanter major
Hubley/Kozey/Stanish (1984)	Goniometer	Trochanter major
Henricson et al. (1984)	?	Trochanter major
Klee (1995)	Potentiometer	Trochanter major ¹⁾
Medeiros et al. (1977)	Goniometer	Trochanter major
Moore/Hutton (1980)	Goniometer und Elektrogon.	Trochanter major
Prentice (1983)	Goniometer	Trochanter major
Schönthaler/Ott (1994)	Biodex	Trochanter major
Ekstrand et al. (1982)	Leighton Flexometer (mod.)	nicht nötig (Bein)
Hardy (1985)	Leighton Flexometer	nicht nötig
Hartley-O'Brien (1980)	Leighton Flexometer	nicht nötig (Bein)
Jackson/Baker (1986)	Leighton Flexometer	nicht nötig (Bein)
Sady/Wortman/Blanke (1982)	Leighton Flexometer	nicht nötig (Bein)
Williford et al. (1986)	Leighton Flexometer	nicht nötig
Wallin et al. (1985)	Goniometer	nicht nötig (Tibia)
Wydra/Bös/Karisch (1991)	Goniometer	nicht nötig (Tibia)
Cornelius/Hinson (1980)	Leighton Flexometer	?
Hardy/Jones (1986)	stroboskopische Photographie	?
Hutton (1994)	Elektrogoniometer und Eichgon.	?
Wiemann (1991)	Potentiometer	?
Wiktorsson-Möller et al. (1983)	Cybox II	?

¹⁾ Über Trochanter major wurde ein Punkt bestimmt, der die DA_{HG} repräsentieren soll.

1.4 Longitudinalverschiebung

Entscheidet man sich trotz der in Kap. 1.2 erwähnten Differenz zwischen der DA_{HG} und dem Trochanter major (vgl. STRASSER 1917) zur Repräsentation der Drehachse für diesen, nimmt man in Kauf, daß es im Verlauf der Dehnung zu Longitudinalverschiebungen des zu dehnenden Beines bezüglich des Arms der



Meßapparatur kommt (vgl. Abb. 2).

Abb. 2: Schematische Darstellung der Longitudinalverschiebung im Verlauf der Dehnung

Umgekehrt läßt sich folgern: Existiert keine Longitudinalverschiebung, so stimmen beide Drehachsen überein. Dieser Sachverhalt läßt sich mathematisch belegen (vgl. Kap 1.5).

1.5 Mathematisches Modell

An dieser Stelle soll der Beweis geführt werden, daß es tatsächlich zu einer Longitudinalverschiebung des Beines bezüglich des Arms der Meßapparatur kommen muß, wenn die beiden Drehachsen (DA_{HG} und DA_{MA}) nicht exakt übereinstimmen.

Zu unterscheiden sind zwei Fälle: Im ersten Fall liegt die DA_{HG} kranial der DA_{MA} , im zweiten Fall liegt sie kaudal.

Es ist zu zeigen, daß, wenn die Strecke s zwischen den beiden Drehachsen gleich null, auch die Longitudinalverschiebung Δs gleich null ist. Umgekehrt muß gelten, daß, wenn die Longitudinalverschiebung Δs gleich null, auch die Strecke s gleich null ist (vgl. Abb. 3).

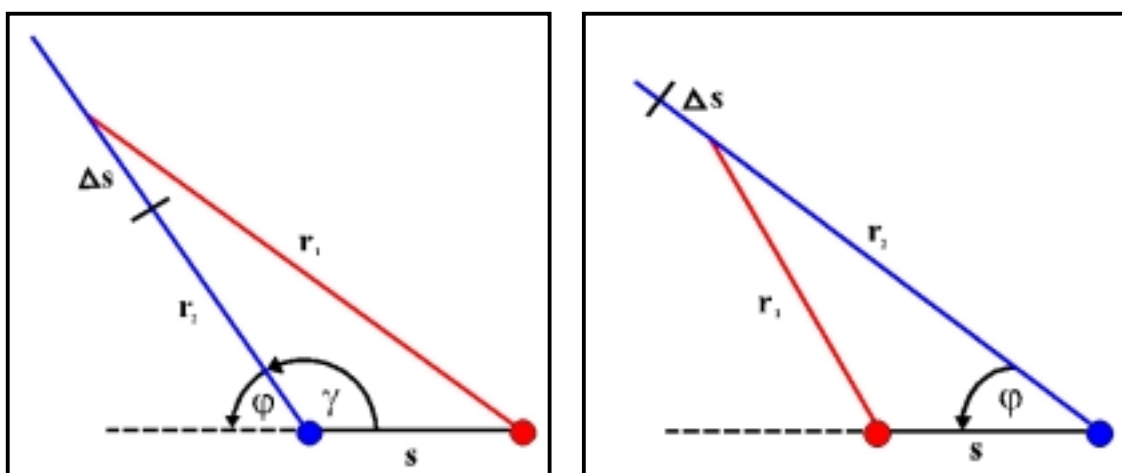


Abb. 3: Geometrische Darstellung der Longitudinalverschiebung (links: DA_{HG} kranial der DA_{MA} ; rechts: DA_{HG} kaudal der DA_{MA})

Der Beweis im ersten Fall beruht auf der Anwendung des Kosinussatzes, weil die gebildeten Dreiecke nicht notwendigerweise einen rechten Winkel aufweisen.

Die Beinlänge r_1 und die Meßarmlänge r_2 sind nur dann gleich lang, wenn zum einen keine Longitudinalverschiebung vorliegt und zum anderen die beiden Drehachsen übereinstimmen.

In diesem Fall ist die Grundseite r_1 . Ihr Gegenwinkel sei γ , der zusammen mit dem gemessenen Winkel ϕ 180° bildet und somit leicht zu berechnen ist.

Nach dem Einsetzen der entsprechenden Variablen in die allgemeine Form des Kosinussatzes ($c^2 = a^2 + b^2 - 2 a b \cos \gamma$) erhält man die Gleichung

$$r_1^2 = s^2 + (r_2 + \Delta s)^2 - 2 s (r_2 + \Delta s) \cos \gamma (*)$$

Setzt man nun die Variable s gleich Null, so verbleibt die Gleichung

$$r_1^2 = (r_2 + \Delta s)^2$$

und man erhält mittels algebraischer Umformung, daß Δs genau dann Null ist, wenn r_1 und r_2 exakt gleich lang sind.

Setzt man in der Gleichung (*) Δs gleich Null, so erhält man

$$r_1^2 = s^2 + r_2^2 - 2 s r_2 \cos \gamma.$$

Durch Umformung dieser Gleichung sieht man, daß

$$s = \pm \sqrt{r_1^2 - r_2^2 + (r_2 \cos \gamma)^2} + r_2 \cos \gamma$$

genau dann Null ist, wenn

$$\pm \sqrt{r_1^2 - r_2^2 + (r_2 \cos \gamma)^2} + r_2 \cos \gamma = 0 \text{ ist.}$$

Das Ergebnis der Umformungen dieser beiden Gleichungen zeigt, daß auch Δs nur gleich Null sein kann, wenn r_1 und r_2 gleich lang sind. Somit ist der Beweis für den ersten Fall geführt.

Der Beweis im zweiten Fall erfolgt analog zum Beweis im ersten.

In diesem Fall ist nur der Winkel φ bekannt, weshalb man den Kosinussatz in seiner allgemeinen Form

$$b^2 = a^2 + c^2 - 2 a c \cos \beta$$

benutzen muß, und somit von der Gleichung

$$r_1^2 = s^2 + (r_2 - \Delta s)^2 - 2 s (r_2 - \Delta s) \cos \varphi$$

ausgeht.

1.6 Folgeprobleme der Longitudinalverschiebung

Die oben geschilderte Longitudinalverschiebung zieht einige Probleme nach sich:

Zum einen kann durch die Longitudinalverschiebung eine eventuelle Beifixierung (abhängig von der jeweils verwendeten Meßapparatur; vgl. Kap 2.3) derart gestrafft werden, daß die Dehnung frühzeitig abgebrochen werden muß, weil das Bein überstreckt wird. Die Straffung wird durch das sich von dem Arm der Meßapparatur entfernende Bein unweigerlich hervorgerufen (vgl. Abb. 4). So werden die Ergebnisse von Studien, die sich mit Intensitäten des Beweglichkeitstrainings (z.B. Festlegung einer Dehnschwelle, Dehngrenze oder BR_{max}) beschäftigen, beeinträchtigt.

Zum anderen muß die Möglichkeit eines interindividuellen Vergleichs der Meßergebnisse bezüglich der relativen maximalen Bewegungsreichweite (BR_{max}) und auch der Dehnungsspannung in Frage gestellt werden.

Stimmen die Drehachsen DA_{HG} und DA_{MA} nicht überein, kann der Winkelmesser bei zwei Versuchspersonen den gleichen Dehnwinkel, z.B. 90° , anzeigen. In Wirklichkeit kann aber eine Person einen Winkel, der kleiner als 90° ist, aufweisen (vgl. Abb 4, links), die andere einen, der größer als 90° ist (vgl. Abb. 4, rechts). Dies hängt davon ab, ob sich die DA_{HG} vor oder hinter der DA_{MA} befindet.

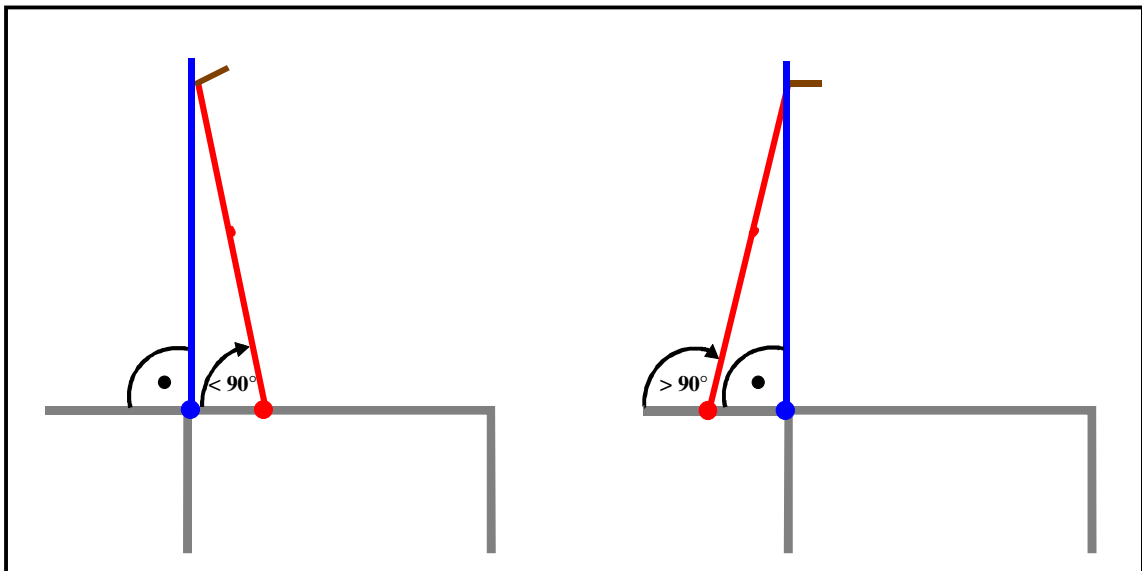


Abb. 4: Unterschiede der Winkel bei ungleichen Drehachsen

Ähnlich verhält es sich mit den auftretenden Kräften bei der Dehnung. Auch diese können nur intraindividuell verglichen werden.

Somit ist es wichtig, die DA_{HG} möglichst genau zu bestimmen.

1.7 Schritthöhe

Ein besser zu reproduzierender Punkt als der Trochanter major ist die Schritthöhe (S). Sie wird über den Abstand Boden - Symphysis pubica (Schambeinfuge) ermittelt (vgl. Abb. 5).

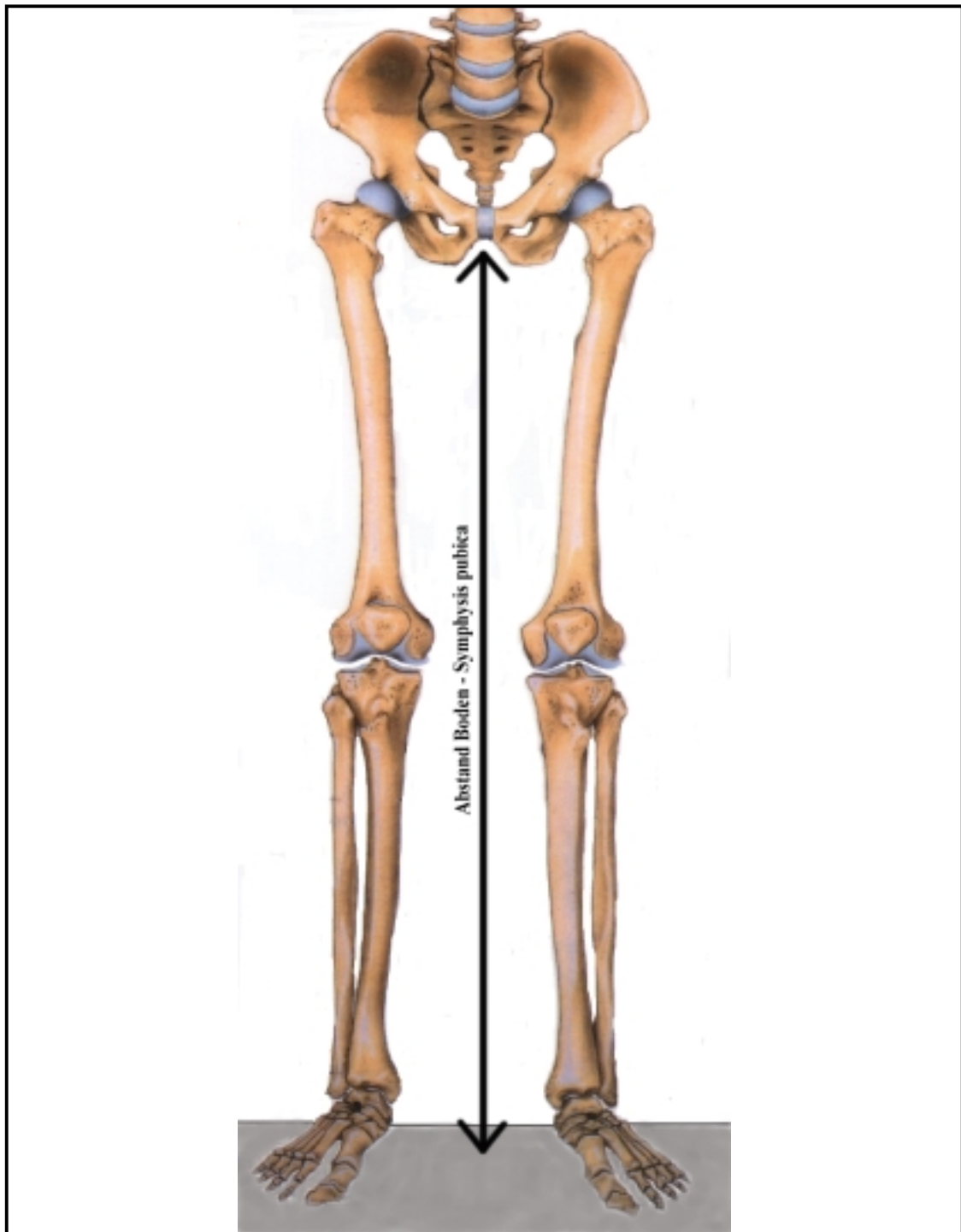


Abb. 5: Abstand Boden - Symphysis pubica (modifiziert nach Rüdiger-Anatomie 1991)

Zu ihrer Bestimmung wurde ein Schritthöhenmesser konstruiert. In einer Voruntersuchung (Ergebnisse nicht im einzelnen dargestellt) konnte gezeigt werden, daß die Schritthöhe mit dem Schritthöhenmesser (vgl. Abb. 6) auf ± 2 mm genau reproduziert werden kann, der Trochanter major hingegen lediglich auf ± 2 cm.

Der Meßarm des Schritthöhenmessers ist in senkrechter Richtung frei beweglich und wird mit einer Schnur über zwei Umlenkrollen von einem 5 kg schweren Gewicht mit gleichbleibender Zugkraft nach oben gezogen.

Der Proband ‚steht über dem Meßarm‘ und die Schritthöhe kann an einem Maßband abgelesen werden.

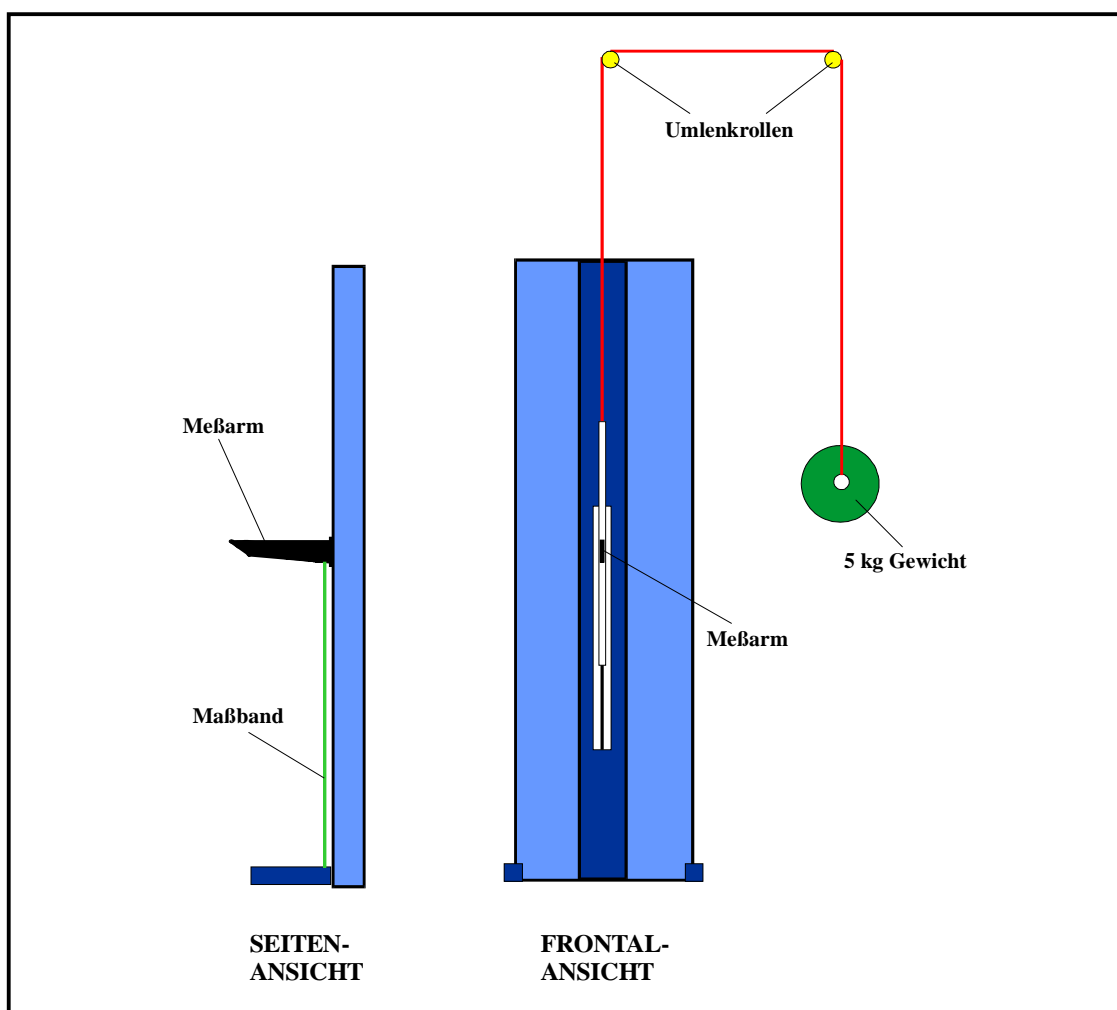


Abb. 6: Schritthöhenmesser

Eine handelsübliche Version eines Schritthöhenmessers wurde aus meßtechnischen Gründen nicht gewählt: Zum einen verliert die hierbei oft verwendete Feder mit der Zeit an Elastizität, und zum anderen zieht diese in gespannter Lage den Meßarm stärker nach oben als in fast entspannter.

2 HYPOTHESEN

Die Untersuchung sollte Antworten auf folgende Fragen liefern:

- 1.1 Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Longitudinalverschiebung und der Lage einer hypothetisch relativ zur Schritthöhe bestimmten Drehachse im Hüftgelenk?
- 1.2 Bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede?
- 2.1 Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Longitudinalverschiebung und der Lage einer hypothetisch relativ zur Trochanterhöhe bestimmten Drehachse im Hüftgelenk?
- 2.2 Bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede?
- 3 Läßt sich die anatomische Drehachse im Hüftgelenk genauer über die Schritthöhe oder über die Trochanterhöhe ermitteln?

Aus diesen Fragestellungen wurden folgende statistische Hypothesen abgeleitet:

H₁1.1: Es existiert eine Korrelation zwischen der Longitudinalverschiebung und der Lage einer hypothetisch relativ zur Schritthöhe bestimmten Drehachse im Hüftgelenk, so daß sich ein Zusammenhang mit einer mathematischen Funktion (Regression) darstellen läßt.

H₁1.2: Der Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der Frauen unterscheidet sich vom Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der Männer bezüglich der Schritthöhe.

H₁2.1: Es existiert eine Korrelation zwischen der Longitudinalverschiebung und der Lage einer hypothetisch relativ zur Trochanterhöhe bestimmten Drehachse im

Hüftgelenk, so daß sich ein Zusammenhang mittels einer mathematischen Funktion (Regression) darstellen läßt.

H₁2.2: Der Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der Frauen unterscheidet sich vom Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der Männer bezüglich der Trochanterhöhe.

H₁3: Die Varianz der Werte der Schritthöhe ist geringer als die Varianz der Werte der Trochanterhöhe, jeweils gemessen am Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung.

3 METHODIK

3.1 Probanden

In einer Querschnittsstudie wurden 36 Studenten der Universität des Saarlandes (18 Männer und 18 Frauen) bezüglich der anatomischen Drehachse im Hüftgelenk untersucht. Ein besonderes Beweglichkeitsniveau der ischiokruralen Muskulatur mußte nicht vorausgesetzt werden, weil lediglich eine maximale Bewegungsreichweite (BR_{\max}) von 80° zu erreichen war. Dieser Winkel wurde als Ausschlußkriterium definiert. Erfahrungsgemäß liegt die BR_{\max} bei durchschnittlich trainierten Probanden im Alter von 20 – 35 Jahren bei 90° .

Von den 18 männlichen Probanden mußten zwei aus der Wertung genommen werden, da ihre DA_{HG} kranial des letzten angesetzten Meßpunktes lag. Es wurden dafür zwei neue männliche Probanden in die Untersuchung aufgenommen.

Die gesamte Probandengruppe war im Schnitt 26,2 Jahre ($\pm 2,9$ Jahre) alt, wog 66 kg (± 10 kg) und war 173 cm (± 9 cm) groß.

Die weiblichen Probanden waren durchschnittlich 25,1 Jahre ($\pm 1,9$ Jahre) alt, wogen 60 kg (± 8 kg) und waren 168 cm (± 6 cm) groß; die männlichen Probanden waren durchschnittlich 27,3 Jahre ($\pm 3,1$ Jahre) alt, wogen 73 kg (± 8 kg) und waren 178 cm (± 8 cm) groß (vgl. Tab. 2).

Tab. 2: Anthropometrische Daten

GESAMT	Variable	Mittel	Std. Abw.	Minimum	Maximum
	ALTER (Jahre)	26,2	2,8	20	32
	GROESSE (cm)	173	9	160	192
	GEWICHT (kg)	66	10	45	85
MÄNNER	Variable	Mittel	Std. Abw.	Minimum	Maximum
	ALTER (Jahre)	27,3	3,1	20	32
	GROESSE (cm)	178	8	162	192
	GEWICHT (kg)	73	8	57	85
FRAUEN	Variable	Mittel	Std. Abw.	Minimum	Maximum
	ALTER (Jahre)	25,1	1,92	20	28
	GROESSE (cm)	168	6	160	183
	GEWICHT (kg)	60	8	45	77

3.2 Beschreibung der Meßapparatur GUCI

Als Meßapparatur wurde die Apparatur mit dem Eigennamen GUCI (benannt nach den Vornamen der Erbauer) der Arbeitsgruppe SCHÖNTHALER/OTT/OHLENDORF des Sportwissenschaftlichen Instituts der Universität Frankfurt und des Instituts für Sport- und Präventivmedizin der Universität Saarbrücken verwendet.

Mit GUCI (vgl. Abb. 7) können unterschiedliche Muskeln bzw. Muskelgruppen (Musculus triceps surae und Musculi ischiocrurales) auf ihr Dehn- und Spannungsverhalten untersucht werden.

Die Apparatur besteht aus einem höhenverstellbaren Tisch mit einem separaten, in der Länge verstellbaren Meßarm.

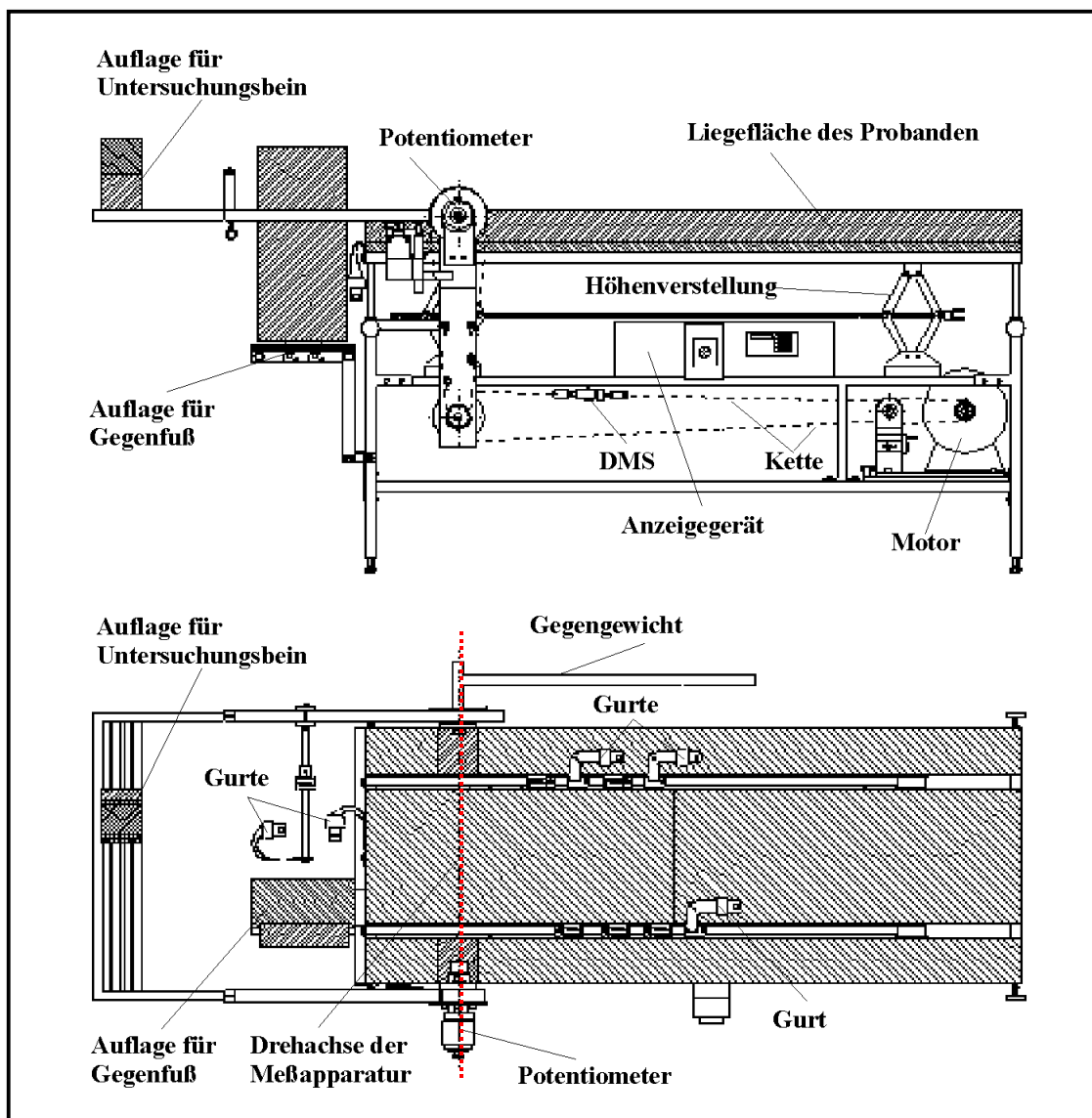


Abb. 7: CAD-Zeichnung der Meßapparatur

Ein Proband wird auf der Apparatur so ausgerichtet, daß die angenommene und markierte Drehachse im Hüftgelenk mit der DA_{MA} übereinstimmt. Die DA_{MA} wird durch zwei Laserpointer dargestellt, die sich an der rechten und linken Achse der Meßapparatur befinden.

Dadurch können beide Drehachsen (DA_{HG} und DA_{MA}) sehr präzise in Übereinstimmung gebracht werden.



Abb. 8: Fixierung des Probanden

Der Brustkorb des Probanden wird mit zwei diagonal verlaufenden Gurten fixiert. Über rechte und linke Spina iliaca anterior superior verläuft ein weiterer Gurt, der eine Beckenkipfung verhindert. Ferner wird das zu dehnende Bein mit einem vierten Gurt in Streckung gehalten. Dieser verläuft ca. zwei Fingerbreiten oberhalb der Patella (vgl. Abb 8). Der Fuß dieses Beines liegt in einer J-Schiene, wodurch eine Außen- bzw. Innenrotation des Untersuchungsbeines unterbunden wird. Der Fuß des Gegenbeines steht auf einer horizontal und vertikal verstellbaren Platte. Eine senkrecht zur Fußplatte montierte Platte verhindert ein laterales Ausweichen des Gegenbeines. Dieses wird mit einem Gurt, der in Leistennähe über dem Oberschenkel verläuft, nach unten außen gezogen, wodurch das Becken zusätzlich fixiert wird (vgl. Abb. 9).

Die Geschwindigkeit des Meßarms kann konstant festgelegt oder wahlweise stufenlos von $0^\circ/\text{sec}$ bis ca. $6,5^\circ/\text{sec}$ variiert werden.

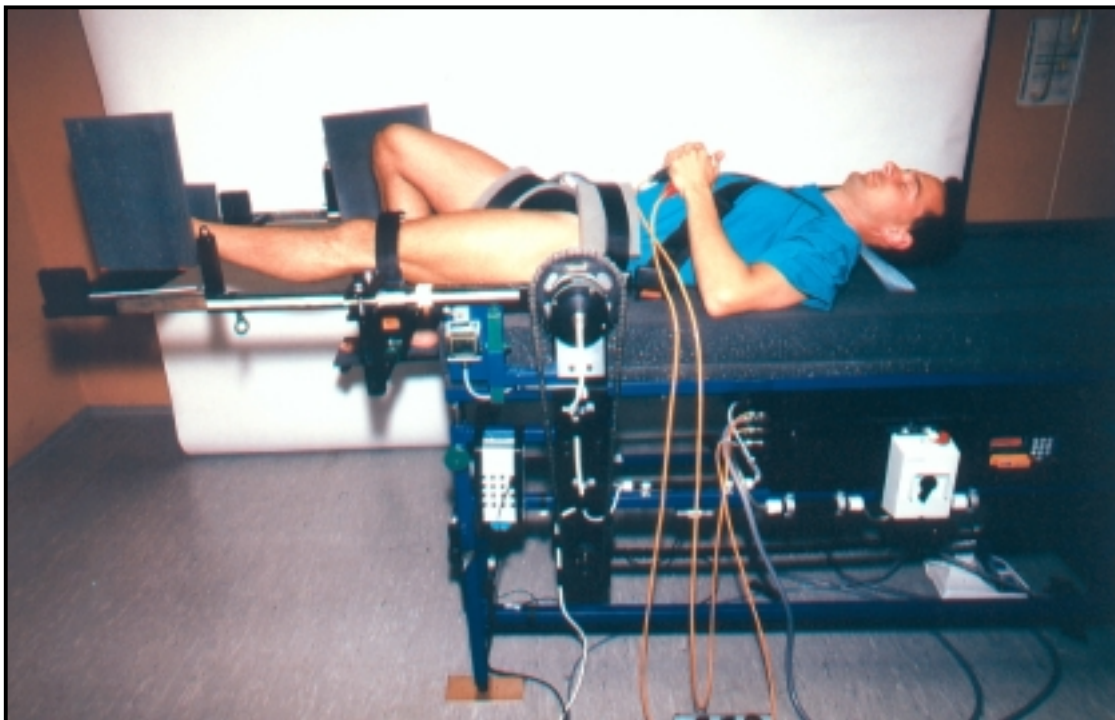


Abb. 9: Positionierung auf der Meßapparatur

Die Bewegung des Meßarms (vgl. Abb. 10) wird mit zwei Druckschaltern vom Probanden selbst oder vom Versuchsleiter gesteuert. Aus Sicherheitsgründen existiert ein für den Versuchsleiter schnell zu betätigender Notschalter.

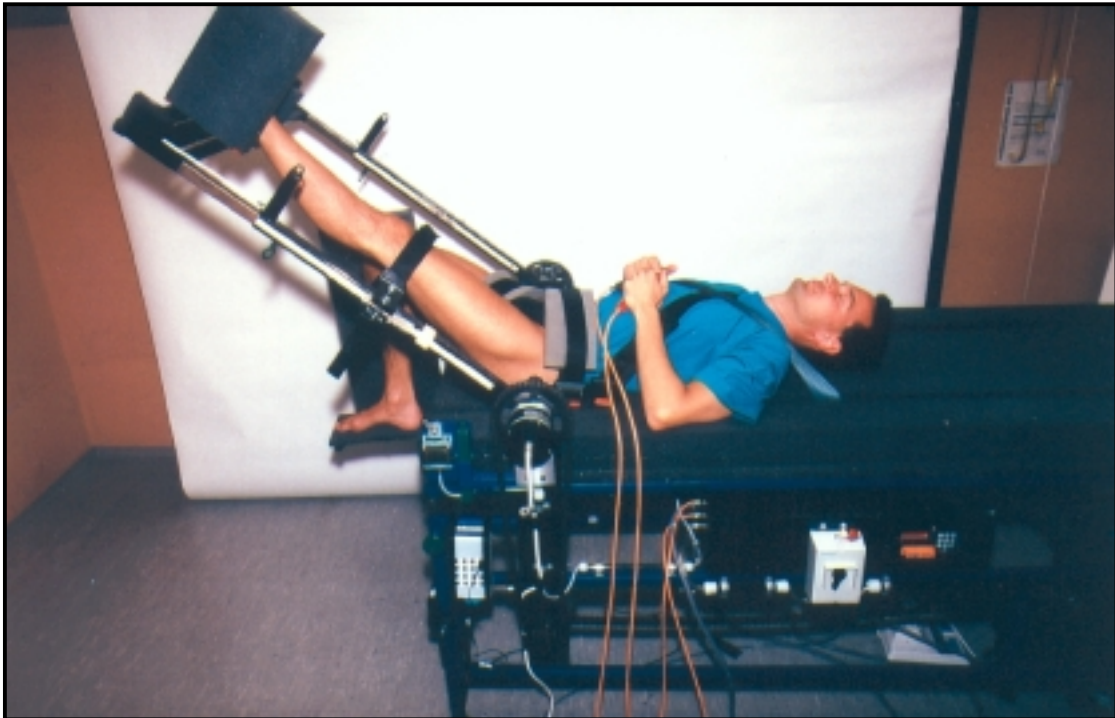


Abb. 10: Proband während eines Treatments

Die Winkelposition des Meßarms kann direkt an der Apparatur und auf einem angeschlossenen Computer abgelesen werden.

Mit dem Computerprogramm DASyLab Version V3.00.14 (Runtime Version) der Firma ,DATALOG GmbH' (Mönchengladbach) können Winkel- und Kraftverläufe festgehalten und weiterverarbeitet werden.

3.3 Versuchsablauf

3.3.1 Meßvorbereitung

Zunächst wurde der Proband gebeten, sich einen Untersuchungsablaufplan durchzulesen, und seine Personendaten wurden mit einem Fragebogen erfaßt. Im Anschluß wurden Körpergröße, Schritthöhe sowie Trochanter major bestimmt.

Die Körpergröße wurde standardisiert gemessen, wobei der Proband mit Kopf, Rücken, Gesäß und den Fersen die Wand berührte; die Füße waren parallel geschlossen. Er wurde darauf hingewiesen, möglichst aufrecht zu stehen und den Blick geradeaus zu richten.

Als nächstes wurde die Schritthöhe standardisiert mit dem oben beschriebenen Schritthöhenmesser (vgl. Abb. 6) bestimmt. Der Proband stand mit dem Rücken zur Apparatur, so daß Kopf, Rücken, Gesäß, Fersen und Fußaußenkanten in steter Berührung mit dem Schritthöhenmesser blieben.

Aus dieser Ausgangsposition heraus stellte sich der Proband fünfmal auf die Zehenspitzen und brachte danach jeweils die Fersen wieder zügig und fest auf den Boden zurück. Die Schritthöhe wurde an einem Maßband abgelesen und notiert. Diese Prozedur wurde viermal wiederholt. Zwischen den einzelnen Messungen sollte der Proband eine standardisierte Strecke gehen, damit jede Messung unter denselben Voraussetzungen stattfinden konnte.

Von den vier Messungen wurde diejenige gestrichen, deren Wert am weitesten von dem Mittelwert abwich. Die durchschnittliche Streuung lag bei 1,8 mm. Die übrigen Meßergebnisse wurden gemittelt und als eigentliche Schritthöhe in die Personenliste aufgenommen.

Danach wurde die am weitesten lateral tastbare Position des Trochanter majors des linken Beines (Versuchsbein) mit zwei voneinander unabhängigen Palpationen bestimmt und markiert (T). Die Palpationen wurden nach Möglichkeit von zwei Personen durchgeführt. Bei einer Abweichung der beiden Tastbefunde wurden beide gemittelt. Der Ab-

stand vom Boden zum Trochanter major wurde gemessen und in der Personenliste notiert.

Im Anschluß daran wurden die Schritthöhe (S) und sämtliche Meßpunkte an der lateralen Seite des Versuchsbeines markiert. Auf der senkrechten Ebene, die durch den Punkt T verläuft, wurde S abgetragen (vom Boden gemessen).

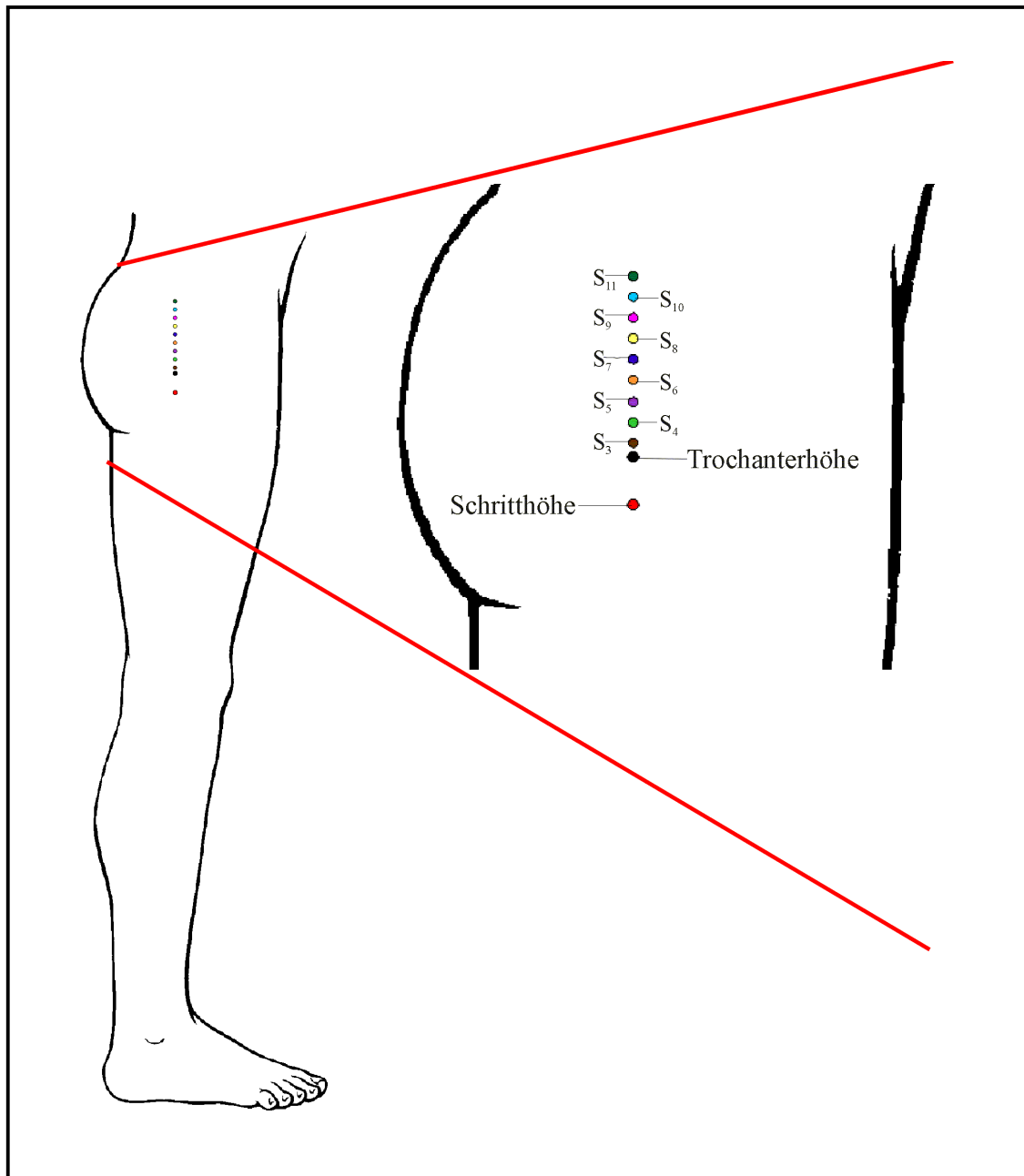


Abb. 11: Markierung der Meßpunkte

Von Punkt S aus wurden die Meßpunkte S₃ bis S₁₁ senkrecht nach oben in Zentimeterabständen abgetragen (vgl. Abb. 11). S₃ bedeutet Schritthöhe (S) plus drei Zentimeter, S₄ Schritthöhe plus vier Zentimeter, usw. Begonnen wurde erst mit dem Punkt

S_3 , weil die beiden ersten Meßpunkte, S_1 und S_2 , sich immer unterhalb von Punkt T (Trochanter major) befinden. Da die DA_{HG} jedoch oberhalb von T verläuft (vgl. STRASSER 1917), konnten diese vernachlässigt werden.

Die Meßpunkte T_1 bis T_9 erhält man analog der Punkte S_3 bis S_{11} , jedoch bezogen auf den Punkt T (Trochanter major).

Aus ökonomischen Gründen wurden für die T-Werte die Punkte der geringsten Verschiebung berechnet. Zunächst wurde die Differenz zwischen T und S, gerundet auf ganze Zentimeter, bestimmt. Dieser Wert wurde von dem jeweiligen Punkt der geringsten Verschiebung der S-Werte abgezogen, um den Punkt der geringsten Verschiebung der T-Werte zu erhalten.

Bevor sich der Proband rücklings auf die Apparatur legte, wurde ihm die Funktion der Apparatur ausführlich erklärt.

3.3.2 Ausrichtung und Fixierung des Probanden

Zunächst wurde der erste Meßpunkt (S_3) horizontal auf den Laserpunkt (DA_{MA}) ausgerichtet. Hierauf wurde der Meßarm auf die Beinlänge des Probanden eingestellt. Danach wurde der Proband mit Gurten fixiert, und die horizontale Ausrichtung wurde ein weiteres Mal kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert.

Mit der Fixierung wurde bei dem Beckengurt begonnen, der über die linke und rechte Spina iliaca anterior superior gelegt und stramm gezogen wurde. Darauf wurden die beiden Oberkörperfixierungen über Kreuz gespannt. Als nächstes wurde das angewinkelte rechte Bein fixiert. Dieses wurde vom Gurt schräg nach unten-außen gegen die laterale Polsterung gezogen.

Der fixierte Proband wurde anschließend in der Vertikalen ausgerichtet, so daß der Laserpunkt auch in der horizontalen Ebene mit S_3 übereinstimmte. Als letztes wurde das Untersuchungsbein fixiert. Er wurde so festgezogen, daß das Bein beim 'Hochfahren' nicht zu stark überstreckt werden konnte (vgl. Abb. 9 und 10 in Kap. 2.3).

3.4 Meßablauf

In 10°-Schritten wurde das Versuchsbein des Probanden bis zu einem Dehnungswinkel von 80° hinaufgefahren und gleichfalls in 10°-Schritten auch wieder herunter (vgl. Abb. 12). Alle 10° wurde die Longitudinalverschiebung des Beines bezüglich des Arms der Meßapparatur gemessen. Hierzu wurde mit Hilfe eines Maßbandes der Abstand zwischen der Ferse des Probanden und dem Ende des Meßarms der Apparatur bestimmt und in einer Meßtabelle (vgl. Anhang 4) notiert.

MESSUNGEN (M_x) AM HÜFTBEUGUNGSWINKEL (x)										
S ₃	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₄	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₅	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₆	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₇	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₈	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₉	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₁₀	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}
S ₁₁	M _{0°}	M _{10°}	M _{20°}	...	M _{70°}	M _{80°}	M _{70°}	M _{60°}	...	M _{0°}

Abb. 12: Versuchsdesign

Der gesamte Meßvorgang – inklusive Ausrichtung und Fixierung des Probanden – wurde mit sämtlichen noch verbliebenen Meßpunkten (S₄ bis S₁₁) wiederholt.

3.5 Statistik

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe der Statistikprogramme SPSS für Windows (Version 6.0.1) und STATISTIKA für Windows (Version 4.5).

Es wurde eine lineare Regressionsanalyse durchgeführt, um herauszufinden, bei welchem S-Wert bzw. T-Wert die Longitudinalverschiebung am geringsten ist (vgl. Hypothese 1.1 bzw. 2.1). Der Test war möglich, da die einzelnen Variablen in ihrer Grundgesamtheit einer Normalverteilung entsprachen (Kolmogorov-Smirnov-Test). Die lineare Regressionsfunktion hat die Form $y = a + bx$, wobei y die Longitudinalverschiebung und x die S-Werte bzw. T-Werte verkörpern. Zur Ermittlung des Wertes der Schritthöhe bzw. Trochanterhöhe (der untersuchten Stichprobe) mit der durchschnittlich geringsten Longitudinalverschiebung wurde die Regressionsfunktion gleich Null gesetzt ($a + bx = 0$). Zur Prüfung des Regressionskoeffizienten auf Signifikanz wurde ein T-Test (vgl. BORTZ 1993, 199) gerechnet.

Um zu überprüfen, ob geschlechtsspezifische Unterschiede bestehen, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse gerechnet, nachdem die Varianzhomogenität mittels Levene-Test überprüft wurde (vgl. Hypothese 1.2 bzw. 2.2).

Des Weiteren wurde mit dem Test nach Ferguson (vgl. CLAUS/EBNER 1972) überprüft, ob die Varianzen der Variablen ‚Schritthöhe‘ und ‚Trochanter‘ sich signifikant unterscheiden (vgl. Hypothese 3).

A posteriori stellte sich die Frage, ob die DA_{HG} nicht genauer über die Körpergröße bestimmt werden könnte (prozentual), bzw. S plus einen gewissen Prozentsatz kein exakteres Ergebnis liefern würde, als S plus 8 cm. Deshalb wurde überprüft, ob die Streuung bei ‚S+8‘ auch im Vergleich mit zwei weiteren Variablen geringer war. Dazu wurden noch zum einen die Varianzen der Variablen ‚S+8‘ und dem durchschnittlichen prozentualen Anteil der DA_{HG} von der Körpergröße ($KG_{in\%}$) auf signifikante Unterschiede untersucht. Zum anderen wurden die Varianzen von ‚S+8‘ und dem Mittelwert der Zentimeter in Prozent der Schritthöhe, die zu S addiert werden müssen, um den Punkt der geringsten Verschiebung zu erhalten (S+X%), auf signifikante Unterschiede untersucht.

4 ERGEBNISSE

Es konnte gezeigt werden, daß zwischen den S^+ -Werten und der Longitudinalverschiebung ein hoher linearer Zusammenhang besteht ($r = 0,88$; $p < 0,001$). Die geringste Longitudinalverschiebung (vgl. Abb. 13) lag bei der untersuchten Stichprobe bei $S^+ = 7,92$ cm.

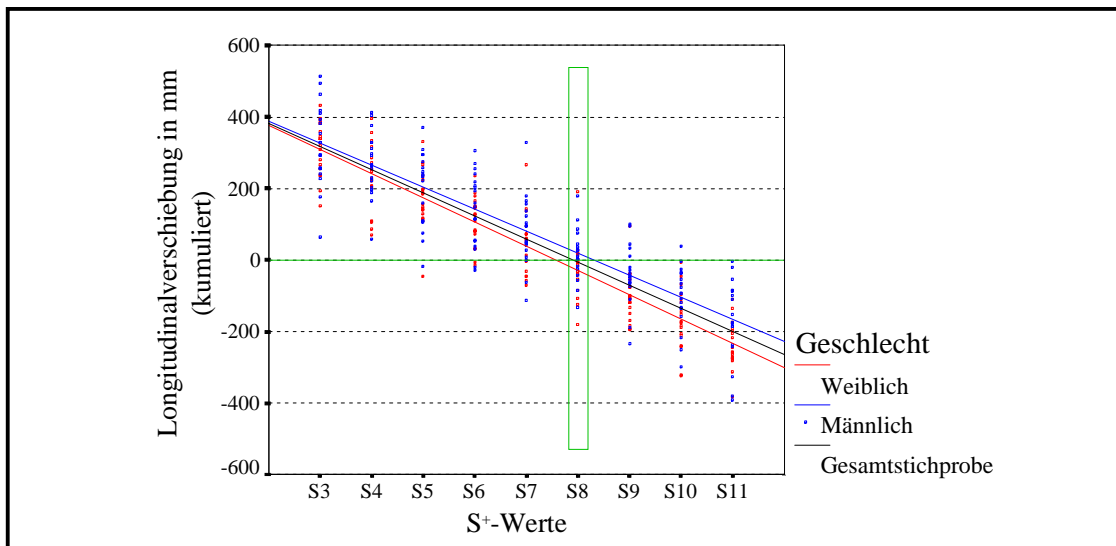


Abb. 13: Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der S^+ -Werte

Ebenso konnte auch zwischen den T^+ -Werten und der Longitudinalverschiebung ein hoher linearer Zusammenhang ermittelt werden ($r = 0,81$; $p < 0,001$). Bei den T-Werten liegt die geringste Longitudinalverschiebung bei $T^+ = 4,55$ cm (vgl. Abb. 14).

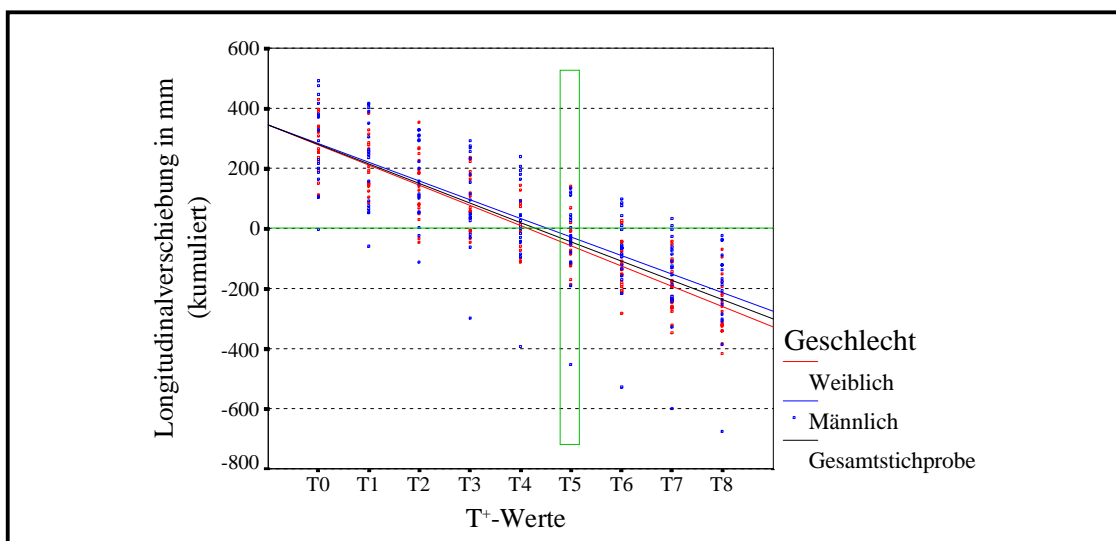


Abb. 14: Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der T^+ -Werte

Die Prüfung auf geschlechtsspezifische Unterschiede (vgl. Abb. 15), bezogen auf die S-Werte ($S^+ = 8$ cm), führte zu einem nicht signifikanten Ergebnis ($p = 0,156$).

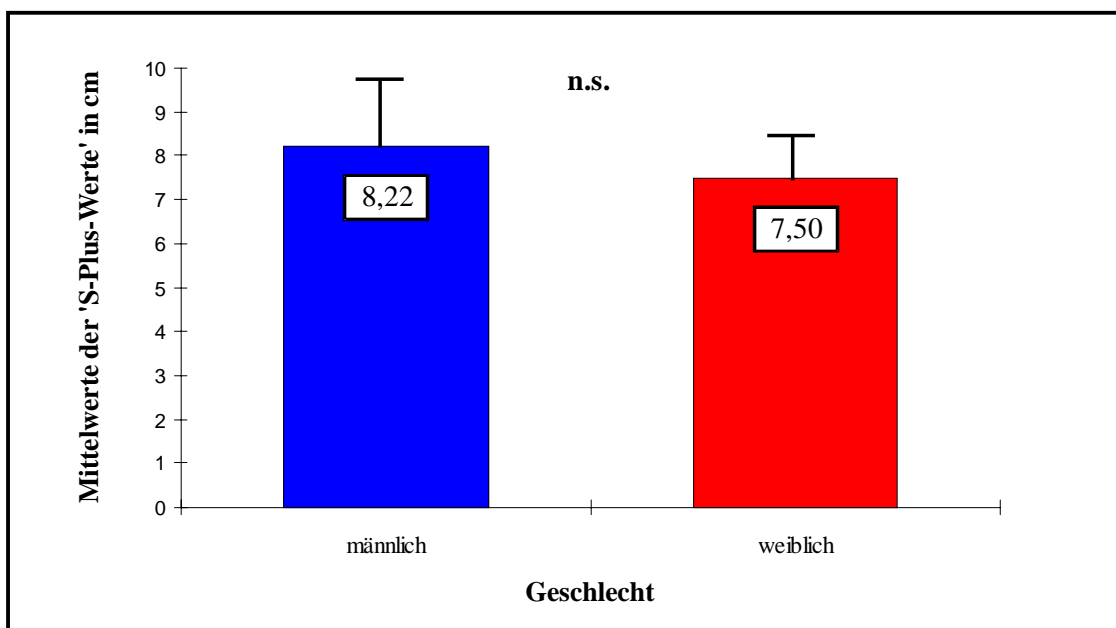


Abb. 15: Gemittelte Werte der geringsten Longitudinalverschiebung der S^+ -Werte (geschlechtsspezifisch unterteilt)

Gleichfalls konnten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede (vgl. Abb. 16) bei den T-Werten ($T^+ = 5$ cm) aufgezeigt ($p = 0,881$) werden.

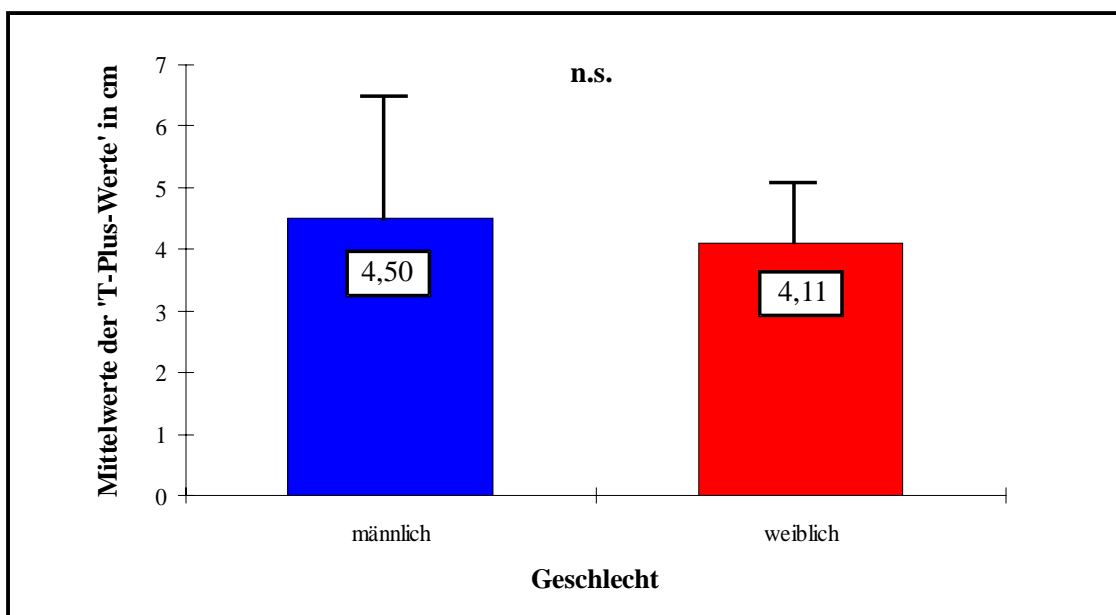


Abb. 16: Gemittelte Werte der geringsten Longitudinalverschiebung der T^+ -Werte (geschlechtsspezifisch unterteilt)

Ein Vergleich der Varianzen von ‚Schritthöhe‘ und ‚Trochanterhöhe‘ (vgl. Abb. 17) zeigte, daß die Varianz von S signifikant geringer war als die von T ($p < 0,05$).

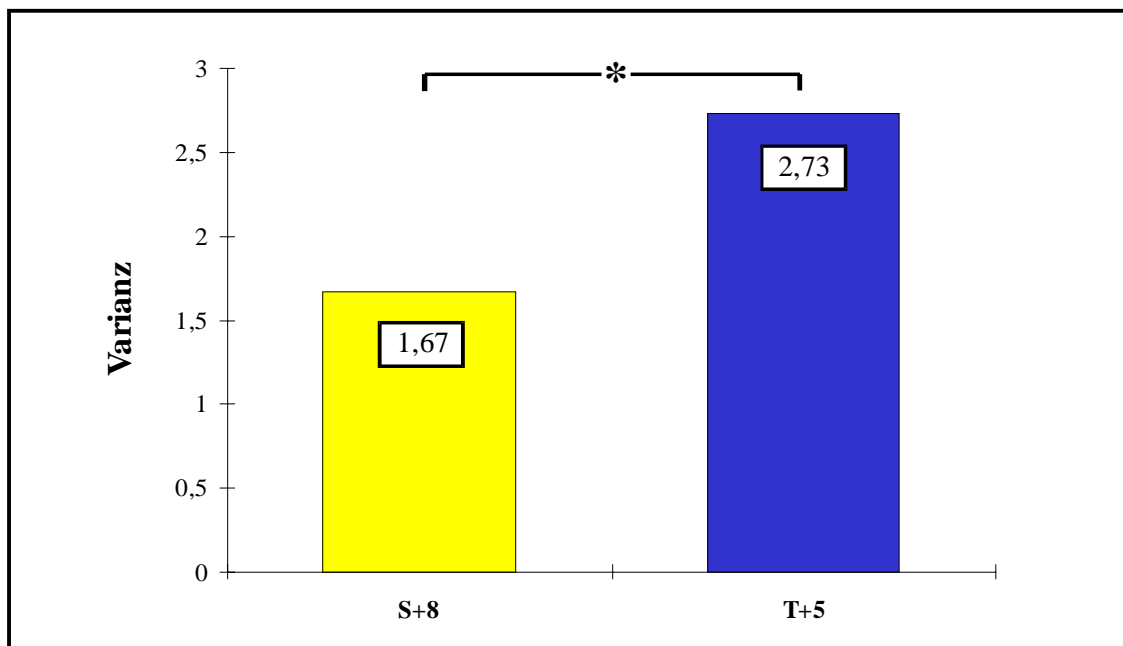


Abb. 17: Varianzenvergleich der Punkte der geringsten Longitudinalverschiebung der S^+ - und T^+ -Werte

Ein Vergleich der Varianzen der Variablen (vgl. Abb. 18) ‚S+8‘ und ‚KGin%‘ ($\bar{M} = 53,53\%$) zeigte eine signifikant geringere Varianz von ‚S+8‘ ($p < 0,05$).

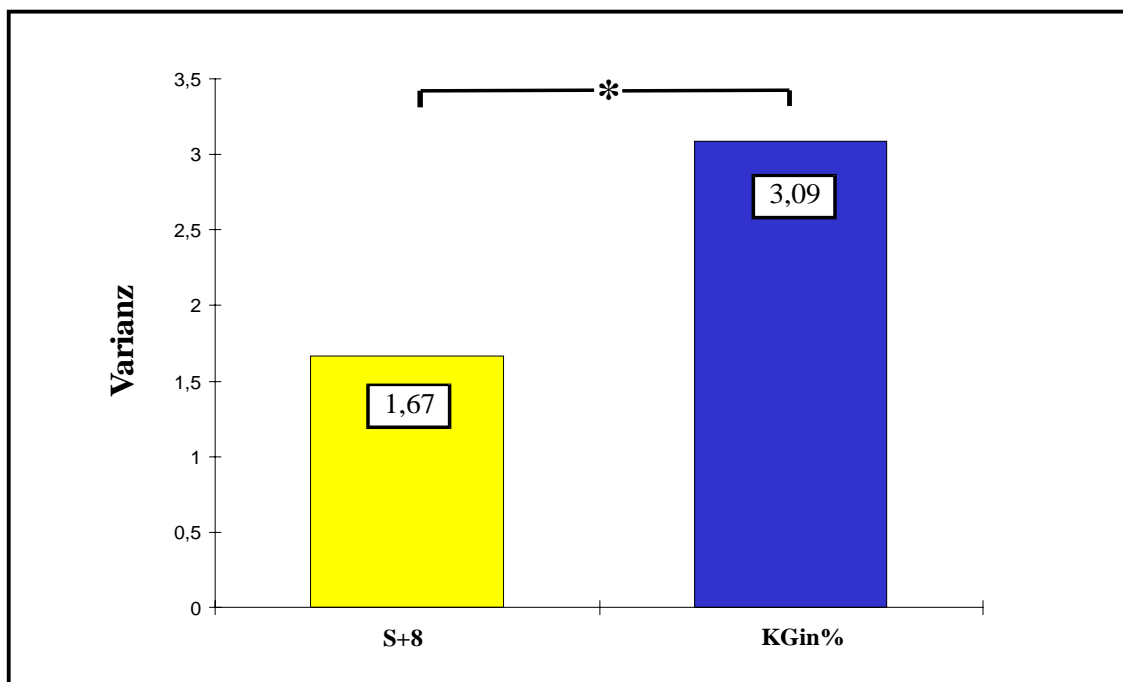


Abb. 18: Varianzenvergleich der Punkte ‚S+8‘ und ‚KGin%‘

Ein Vergleich der Varianzen der Variablen (vgl. Abb. 19) ‚S+8‘ und ‚S+X%‘ ($\bar{M} = 9,31\%$) führte gleichfalls zu einer signifikant geringeren Varianz von ‚S+8‘ ($p < 0,05$).

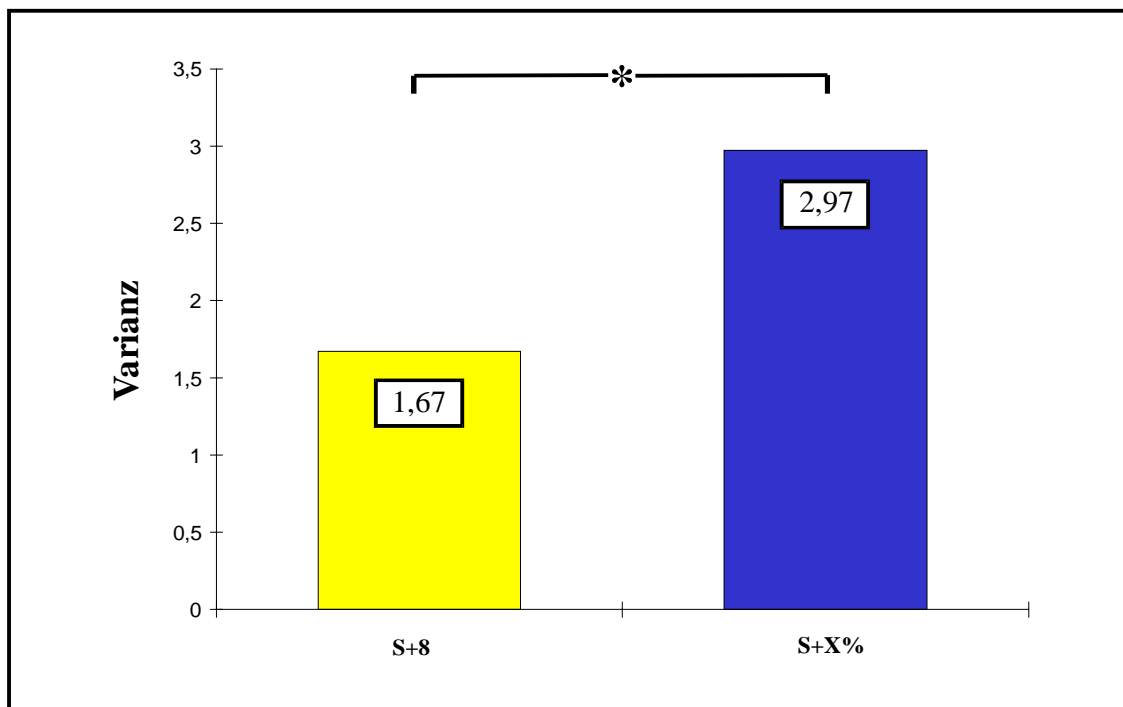


Abb. 19: Varianzenvergleich der Punkte ‚S+8‘ und ‚S+X%‘

5 DISKUSSION

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte eine möglichst einfache, aber exakte Methode entwickelt werden, um die anatomische Drehachse im Hüftgelenk (DA_{HG}) zu bestimmen. Diese Bestimmung ist notwendig, um Intensitäten, Winkel oder Kräfte bei Dehnungen der ischiokruralen Muskulatur über das Hüftgelenk zu messen, wenn dabei eine Meßapparatur mit einer eigenen Drehachse verwendet wird. Stimmen beide Drehachsen nicht überein, kommt es zu Longitudinalverschiebungen des Beines bezüglich der Meßapparatur und somit zu verfälschten Meßwerten.

Das wesentliche Ergebnis dieser Studie ist die beste Annäherung der DA_{HG} auf Schritthöhe plus acht Zentimeter (S+8). Unter der Schritthöhe (S) ist der Abstand Boden – Symphysis pubica zu verstehen, der mit einem Schritthöhenmesser bestimmt wurde. Geschlechtsspezifische Unterschiede existieren nicht. S+8 repräsentiert nicht die absolut genaueste Lösung, jedoch stellt es eine pragmatische Vorgehensweise dar. Es ist eine relativ einfache Methode, die auf einem gut reproduzierbaren Punkt (S) basiert und deren Zeitaufwand sich in Grenzen hält.

In anderen Studien wird die DA_{HG} häufig mit dem Trochanter major (T) gleichgesetzt (vgl. Kap. 1.3) bzw. über ihn bestimmt. Dieser ist in vertikaler Richtung schwer zu palpieren, weshalb eine derartige Bestimmung der DA_{HG} zu ungenau ist. Von einer Identifikation der DA_{HG} mit T selbst ist abzuraten, weil durch T nicht die DA_{HG} verläuft (vgl. Kap. 1.2). Deshalb sollte unter Berücksichtigung der vorliegenden Resultate ‚T+5‘ verwendet werden, wenn über eine Trochanterpalpation der Ausgangspunkt für die Drehachsenbestimmung gewählt wird.

Den Beweis, daß eine Bestimmung der DA_{HG} über die Schritthöhe besser ist als die Bestimmung über die Trochanterhöhe, lieferte der Varianzenvergleich der beiden Punkte ‚S+8‘ und ‚T+5‘. Da die Varianz bei ‚S+8‘ signifikant geringer war als bei ‚T+5‘, trifft man die DA_{HG} bei den Probanden genauer mit der Bestimmung über S. Die Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der S^+ -Werte bzw. T^+ -Werte untermauert dieses Ergebnis zusätzlich (vgl. Anhang 7 und 8). Der Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung liegt bei 47,2 % der Probanden bei ‚S+8‘, hingegen lediglich bei 19,4 % der Probanden bei ‚T+5‘.

Im Nachhinein fiel auf, daß die Werte eines Probanden bei der Regression über die T^+ -Werte erheblich von denen der anderen Probanden abwichen (vgl. Kap. 4). A posteriori wurde die Auswertung ohne diesen Probanden wiederholt und erneut der Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung der T^+ - und der S^+ -Werte bestimmt. Diese lagen danach bei $T^+ = 4,63$ cm (vorher $T^+ = 4,55$ cm) bzw. bei $S^+ = 7,95$ cm (vorher $S^+ = 7,92$ cm) und somit noch näher an den gerundeten Punkten $,T+5'$ bzw. $,S+8'$. Die Varianz der T^+ -Werte verringerte sich auf 2,25 (vorher 2,73), wodurch der Unterschied zur Varianz der S^+ -Werte (Erhöhung von 1,67 auf 1,69) nicht mehr signifikant war.

Dieses Ergebnis zeigt unter anderem, daß S stabiler ist als T. Die Werte des Probanden wichen zwar bei der Regression über die T^+ -Werte von den anderen ab, nicht aber bei der Regression über die S^+ -Werte. Somit ist dieser Proband im eigentlichen Sinne kein ‚Ausreißer‘, zumindest nicht bei der Bestimmung der DA_{HG} über S. Seine DA_{HG} verläuft annähernd durch den Trochanter ($T + 0$ cm). Dies läßt auf eine Extremstellung von ca. 90° des Caput-Collum-Diaphysenwinkels schließen. Durchschnittlich liegt dieser zwischen 120° und 130° . Die Bestimmung der DA_{HG} über S scheint unabhängiger von solchen Extrema zu sein und deshalb genauer. Allerdings ist die Bestimmung über $,T+5'$ akzeptabel, wenn bei allen Probanden ein ‚normaler‘ CCD-Winkel vorliegt.

Es ist zunächst erstaunlich, daß trotz der differierenden Beckenform von Frauen und Männern keine geschlechtsspezifischen Unterschiede existieren. Bei einem Vergleich der beiden Beckenformen (vgl. VOSS/HERRLINGER 1985) fällt aber auf, daß das weibliche Becken zwar breiter gebaut ist, jedoch der Abstand Symphysis pubica – Acetabulum zwischen den Geschlechtern kaum differiert.

In dieser Arbeit wurden auch andere Methoden zur Drehachsenbestimmung vergleichend betrachtet. Eine Überlegung beschäftigte sich damit, ob die DA_{HG} nicht genauer bzw. schneller über den prozentualen Anteil an der Körpergröße bestimmt werden könnte. Die Bestimmung der Körpergröße ist mit weniger Aufwand verbunden als die der Schritthöhe. Die Genauigkeit ist fraglich, weil das Verhältnis Unter- zu Oberkörper interindividuell stark variiert. Ein anderer Gedankengang beschäftigte sich damit, ob S plus einen gewissen Prozentsatz kein exakteres Ergebnis liefern würde, als S plus 8 cm. Beim Vergleich der Varianzen der beiden erwähnten Methoden war $,S+8'$ signifikant überlegen.

Wie bereits erwähnt, wurde in den meisten Studien der Trochanter major als DA_{HG} definiert. Außer bei KLEE (1995) wurde in keiner Studie eine genauere Bestimmung der DA_{HG} erwähnt. Er beobachtete in einer Testdehnung, ob sich das Bein in longitudinaler Richtung verschob. War dies der Fall, korrigierte er die Lage des Probanden entsprechend. Die Drehachsenbestimmung des Hüftgelenkes ist bei KLEE (1995) zwar individueller, aber die Genauigkeit bleibt trotzdem fraglich. Die Testdehnung, bei der die DA_{HG} bestimmt werden sollte, wurde ohne Fixierungen durchgeführt. Dadurch kann das Bein während der Dehnung angewinkelt werden, was eine eventuelle Longitudinalverschiebung des Beines unsichtbar macht. Außerdem konnte man bei der vorliegenden Studie beobachten, daß durch die Fixierung die angenommene DA_{HG} in ihrer Lage nochmals verändert wurde (vertikal). Deshalb fand die eigentliche (zweite) vertikale Ausrichtung (DA_{HG} auf DA_{MA}) in dieser Untersuchung erst nach der Becken- und Oberkörperfixierung statt (vgl. Kap. 2.4.2). KLEE (1995) verzichtete darauf gänzlich.

Eine weitere Möglichkeit der DA_{HG} -Bestimmung wäre die Festlegung anhand von Röntgenaufnahmen des jeweiligen Probanden. Jedoch besitzen wenige Menschen aktuelle Röntgenaufnahmen ihres Hüftgelenks. Von der Erstellung von Röntgenaufnahmen speziell für diese Studie wurde abgesehen, weil zum einen die Strahlenbelastung keinem Probanden zumutbar war und zum anderen diese Aufnahmen auch aus ökonomischen Gründen nicht realisierbar waren. Durchschnittliche Berechnungen der DA_{HG} mit röntgenologischen Aufnahmen der Hüfte anderer Personen sind zu ungenau. Eine schwierige Standardisierung führt zu fototechnischen Verzerrungen, wodurch Größenverhältnisse nicht immer vergleichbar sind. Problematisch wäre auch die Übertragung der DA_{HG} vom Röntgenbild auf die Haut des Probanden.

Ein Problem dieser Studie war die Beschränkung auf elf Meßpunkte. Es gab daher Ausreißer, deren Punkt der geringsten Longitudinalverschiebung und damit der DA_{HG} kranial des letzten Meßpunktes lag (vgl. Kap. 2.4.1). In der Untersuchung wurde dies sichtbar, indem die Longitudinalverschiebung mit jedem Meßpunkt zwar immer geringer wurde, ein Umschlag der Verschiebung in entgegengesetzter Richtung aber nicht stattfand. Zwei Probanden mußten deshalb aus der Auswertung genommen werden. Für die praktische Anwendung dürfte diese Ausfallquote keine Einschränkung bedeuten. Während eines Treatments ist es ratsam, das Untersuchungsbein zu

beobachten, um eventuelle Verschiebungen zu registrieren. Sind die Longitudinalverschiebungen zu groß, muß die Ausrichtung des Probanden korrigiert werden, oder die Ergebnisse dieser Messung dürfen nicht gewertet werden.

Ein Aspekt konnte wegen zu großen zeitlichen Aufwands nicht berücksichtigt werden. Die eigentliche DA_{HG} befindet sich nicht auf der vertikalen Achse durch den Trochanter major, sondern etwas weiter ventral (vgl. Kap. 2.1). Je nach Länge des Collum ossis femoris kann es zu einer ventralen Verlagerung der DA_{HG} um etwa einen Zentimeter kommen. Von dieser noch exakteren Lokalisation der DA_{HG} wurde Abstand genommen, weil die Longitudinalverschiebung nur unwesentlich (wenn überhaupt) geringer geworden wäre.

In Untersuchungen zum Beweglichkeitstraining geht es genauso wie in Untersuchungen in anderen Teilbereichen der Trainingswissenschaft (Ausdauer-, Kraft-, Schnelligkeits- und Koordinationstraining) darum, die Trainingseffektivität zu erhöhen. Im Bereich der Beweglichkeit muß z.B. untersucht werden, mit welcher Dehnmethode die maximale Bewegungsreichweite am effektivsten vergrößert werden kann (vgl. CONDON/HUTTON 1987; ETNYRE/ABRAHAM 1986; SCHÖNTHALER/OTT 1994; WYDRA/BÖS/KARISCH 1991). Weiterhin ist es notwendig, die Wirkung einzelner Belastungsparameter der Beweglichkeit zu untersuchen (vgl. MADDING/WONG/HALLUM/MEDEIROS 1987; BORMS/VANROY/SANTENS/HAENTJENS 1987). Von besonderer Bedeutung ist die korrekte Bestimmung von Drehachsen in Studien, die sich mit neurophysiologischen (vgl. ETNYRE/ABRAHAM 1986; GUISSARD/DUCHATEAU/HAINAUT 1988; MARK/COQUERY/PAILLARD 1968) und biochemischen Parametern (vgl. SMITH/HUTTON/ELDRED 1974) befassen. Hier kann jede unwillkürliche Anspannung der zu dehnenden Muskulatur zu Verfälschungen der Messungen führen.

In einzelnen Sportarten ist die Effektivität des Beweglichkeitstrainings in bezug auf Leistungssteigerung unterschiedlich wichtig. In der Literatur findet man Untersuchungen, die sich z.B. mit Ringern, Skifahrern, Fußballern, Badminton- und Tennisspielern sowie Leichtathleten beschäftigt haben.

Studien mit Ringern haben belegt, daß eine gute Beweglichkeit eine größere Vielfalt an Griffen und Positionen zuläßt. Die Bewegungen werden sowohl im Angriff als auch in

der Abwehr flüssiger und geschmeidiger. Die Verletzungsgefahr wird herabgesetzt (vgl. SONG/GARVIE 1976; KLINZING 1986).

Fußballer neigen nach intensivem Fußballtraining ohne Stretching insbesondere in den unteren Extremitäten zu Muskelverkürzungen (vgl. MÖLLER/ÖBERG/GILLQUIST 1985). Stretching vor bzw. nach dem Training wirkt diesen Verkürzungen entgegen. Bei stark verkürzten Muskeln ist das Verletzungsrisiko erhöht (vgl. EKSTRAND/GILLQUIST 1983). Bei Badmintonspielern werden die Wadenmuskulatur und die Achillessehnen durch schnelles Abstoppen, Sprünge und schnelle Drehungen stark beansprucht. Stretching führt zu einer verbesserten Beweglichkeit (vgl. HENRICSON/LARSSON/OLSSON/WESTLIN 1983) und kann dadurch die Verletzungsanfälligkeit eventuell reduzieren.

Beim Tennisspielen erschwert ein Mangel an Beweglichkeit das Lernen neuer Techniken, vermindert die Qualität der Technik, erhöht die Verletzungsgefahr und den Energieverbrauch. Durch eine verbesserte Beweglichkeit werden Ermüdungsprozesse hinausgeschoben (vgl. KOWPKE 1983).

Auch in der Leichtathletik kommt es durch verbesserte Beweglichkeit zu einer Leistungssteigerung. Die Koordination der Teilbewegungen und das kinästhetische Gefühl werden optimiert. Die Laufgeschwindigkeit wird durch eine größere Schrittlänge erhöht und die Verletzungsgefahr reduziert (vgl. MAEHL 1986; SOMMER 1990a; SOMMER 1990b; LASORSA 1993). Der Laufstil wird ökonomischer, und bei gleicher bzw. höherer Laufgeschwindigkeit wird weniger Energie verbraucht (vgl. GLEIM/STACHENFELD/NICHOLAS 1990; MARTIN/MORGAN 1992; CRAIB/MITCHELL/FIELDS/COOPER/HOPEWELL/MORGAN 1996).

Die Ergebnisse dieser Studie besitzen in Studien zur Dehnfähigkeit der ischiokruralen Muskulatur, hohe Praxisrelevanz. Durch die exaktere Lokalisation der DA_{HG} werden Longitudinalverschiebungen des Untersuchungsbeins erheblich reduziert. Studien zur Erforschung des Beweglichkeitstrainings können genauer und fehlerfreier durchgeführt werden, wodurch das Training in verschiedenen Sportarten effektiver gestaltet und die sportliche Leistung erhöht werden kann. Auch für Untersuchungen anderer Muskelgruppen läßt sich entsprechend die Forderung nach einer exakten Lokalisierung der entsprechenden Drehachse ableiten.

Zusammenfassend kann geschlossen werden, daß es sinnvoll ist, die DA_{HG} als den Punkt ‚S+8‘ zu definieren, wenn Untersuchungen an der ischiokruralen Muskulatur durchgeführt werden. Dieser Punkt reproduziert die DA_{HG} wesentlich besser als der Trochanter major. Es sollte jedoch bedacht werden, daß bei ‚S+8‘ nur durchschnittlich die geringste Longitudinalverschiebung auftritt. Das Untersuchungsbein sollte während eines Treatments beobachten werden, um eventuelle Verschiebungen zu registrieren. Sind die Longitudinalverschiebungen zu groß, muß die Ausrichtung des Probanden korrigiert werden, oder die Ergebnisse dieser Messung dürfen nicht gewertet werden.

In der Praxis hat sich die ‚S+8-Lösung‘ schon in mehreren Studien bewährt. Bei ca. 800 BR_{max} -Messungen an über 60 Probanden traten keine Probleme auf (eigene Beobachtung). Die Ergebnisse bisheriger Untersuchungen, die bei Untersuchungen der ischiokruralen Muskulatur über das Hüftgelenk gedehnt und eine DA_{HG} nicht genauer bestimmt haben, sollten unter Benutzung von ‚S+8‘ überprüft werden. Eventuell werden die Ergebnisse in ein neues Licht gerückt, und es könnte z.B. die Frage nach der effektivsten Dehnmethode eindeutiger als bisher geklärt werden.

VI LITERATURVERZEICHNIS

- BENNINGHOFF, A./GOERTTLER, K.:** Lehrbuch der Anatomie des Menschen. Band 1: Allgemeine Anatomie, Cytologie und Bewegungsapparat. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg 1978.
- BORMS, J./VAN ROY, P./SANTENS, J.-P./HAENTJENS, A.:** Optimal duration of static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility. In: Journal of Sports Science 5 (1987) 1, 39-47.
- BORTZ, J.:** Lehrbuch der Statistik für Sozialwissenschaftler. Berlin u.a.: Springer 1993.
- BÜCKLER, J.:** Anatomie und Physiologie. Stuttgart: Georg Thieme 1959.
- CLAUS, G./EBNER, H.:** Grundlagen der Statistik für Psychologen, Pädagogen und Soziologen. Frankfurt (a. M.), Zürich: Harri Deutsch 1972.
- CONDON, S.M./HUTTON, R.S.:** Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. In: Physical Therapy 67 (1987), 24-30.
- CORNELIUS, W.L./HINSON, M.M.:** The relationship between isometric contractions of hip extensions and subsequent flexibility in males. In: Journal of Sports Medicine 20 (1980), 75-79.
- CRAIB, M.W./MITCHELL, V.A./FIELDS, K.B./COOPER, T.R./HOPEWELL, R./MORGAN, D.W.:** The association between flexibility and running economy in subelite male distance runners. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 28 (1996) 6, 737-743.
- CZWALINA, C.:** Richtlinien für Zitate, Quellenangaben, Anmerkungen, Literaturverzeichnisse u.a.. Ahrensburg 1985.
- EKSTRAND J./GILLQUIST J.:** The avoidability of soccer injuries. In: International Journal of Sports Medicine 4 (1983), 124-128.
- EKSTRAND, J./WIKTORSSON, M./ÖBERG, B./GILLQUIST, J.:** Lower extremity goniometric measurements: A study to determine their reliability. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation (1982), 171-175.
- ETNYRE, B.R./ABRAMAM, L.D.:** H-reflexes changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. In: Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 63 (1986), 174-179.

- ETNYRE, B.R./LEE, E.J.:** Chronic and acute flexibility of men and woman using three different stretching techniques. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 59 (1988), 222-228.
- FRANK, W./QUADFLIEG, K.-H.:** Die Röntgenganzaufnahme der unteren Extremität. (Inaugural - Dissertation, Fachbereich Humanmedizin, Justus Liebig-Universität Gießen) Gießen 1974.
- GLEIM, G.W./STACHENFELD, N.S./NICHOLAS, J.A.:** The Influence of Flexibility on the Economy of Walking and Jogging. In: *Journal of Orthopaedic Research* 8 (1990), 814-823.
- GODGES, J.J./MAC RAE, J./LONGDON, C./TINBERG, C./MAC RAE, P.:** The effects of two stretching procedures on hip range of motion and gait economy. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* (1989), 350-357.
- GUSSARD, N./DUCHATEAU, J./HAINAUT, K.:** Muscle stretching and motoneuron excitability. In: *European Journal of Applied Physiology* 58 (1988) 47-52.
- HARDY, L.:** Improving active range of hip flexion. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 56 (1985) 2, 111-114.
- HARDY, L./JONES, D.:** Dynamic flexibility and proprioceptive neuromuscular facilitation. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 25 (1984) 4, 150-153.
- HARTLEY-O'BRIEN, S. J.:** Six mobilization exercises for active range of hip flexion. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 51 (1980) 4, 625-635.
- HELMRATH, G.:** Evaluation des Muskelfunktionstests nach Janda zur Erfassung der Dehnfähigkeit der ischiokruralen Muskulatur. (Unveröffentlichte Diplomarbeit, Fachbereich Sportwissenschaft, Universität Saarbrücken) Saarbrücken 1995.
- HENRICSON, A./FREDERIKSSON, K./PERSSON, I./PEREIRA, R./ROSTEDT, Y./WESTLIN, N.E.:** The effect of heat and stretching on the range of hip motion. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* (1984), 110-115.
- HENRICSON, A./LARSSON, A./OLSSON, E./WESTLIN, N.:** The Effect of Stretching on the Range of Motion of the Ankle Joint in Badminton Players. In: *Journal of orthopaedic and Sports physical Therapy* 5 (1983) 2, 74-77.
- HUBLEY, C.L./KOZEY, J.W./STANISH, W.D.:** The effects of static stretching exercises and stationary cycling on range of motion at the hip joint. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* (1984), 104-109.

- HUTTON, R.S.:** Neuromuskuläre Grundlagen des Stretching. In: Komi, P.V. (Hrsg.): Enzyklopädie der Sportmedizin. Band 3: Kraft und Schnelligkeit im Sport. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag 1994, 41-50.
- JACKSON, A.W./BAKER, A.A.:** The relationship of the sit and reach test to criterion measure of hamstring and back flexibility in young females. In: Research Quarterly for Exercise And Sport 57 (1986) 3, 183-186.
- KAPANDJI, I.A.:** Funktionelle Anatomie der Gelenke. Teil 2: Untere Extremität. Stuttgart: Ferdinand Enke 1985.
- KLEE, A.:** Haltung, muskuläre Balance und Training: die metrische Erfassung der Haltung und des Funktionsstandes der posturalen Muskulatur – Möglichkeiten der Haltungsbeeinflussung durch funktionelle Dehn- und Kräftigungsübungen. Thun; Frankfurt am Main: Deutsch 1995.
- KLINZING, J.:** Guidelines for conditioning in wrestling. In: National Strength and Conditioning Association Journal 8 (1986) 2, 58-60.
- KOWPKE, D.:** Warum Stretching? Vorbereitung auf Training und Wettkampf. In: Deutsche Tennis-Zeitung 37 (1983) 46, 6-8.
- LASORSA, R.:** KSU track and field flexibility program. In: Track & Field quarterly Review 93 (1993) 3, 60-62.
- MADDING, S.W./WONG, J.G./HALLUM, A./MEDEIROS, J.M.:** Effect of duration of passiv stretch on hip abduction range of motion. In: The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 8 (1987) 8, 409-416.
- MAEHL, O.:** Aspekte der Muskeldehnung in der Leichtathletik. In: Der Leichtathlet 25 (1986) 22, 959-962.
- MARK, R.F./COQUERY, J.-M./PAILLARD, J.:** Autogenetic reflex effects of slow or steady stretch of the calf muscles in man. In: Experimental Brain Research (1968), 130- 145.
- MARTIN, P.E./MORGAN, D.W.:** Biomechanical considerations for economical walking and running. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 24 (1992) 4, 467-474.
- MEDEIROS, J.M./SMIDT, G.L./BURMEISTER, L.F./SODERBERG, G.L.:** The influence of isometric exercise and passive stretch on hip joint motion. In: Physical Therapy 57 (1977) 5, 518-523.

- MOELLER, M./OEBERG, B./GILLQUIST, J.:** Stretching exercise and soccer: Effect of Stretching on Range of Motion in the Lower Extremity in Connection with Soccer Training. In: International Journal of Sports Medicine 6 (1985) 1, 50-52.
- MOORE, M./HUTTON, R.S.:** Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 12 (1980) 5, 322-329.
- NETTER, F.H.:** Atlas der Anatomie des Menschen. Basel: Ciba-Geigy 1994.
- PLATZER, W.:** Taschenatlas der Anatomie. Band 1: Bewegungsapparat. Stuttgart, New York: Georg Thieme 1991.
- PRENTICE, W.E.:** A comparison of static stretching and PNF stretching for improving hip joint flexibility. In: Athletic Training, Frühjahr (1983), 56-59.
- ROHEN, J.W.:** Funktionelle Anatomie des Menschen. Stuttgart, New York: F.K. Schattauer 1984.
- RÜDIGER, H.-H.:** Rüdiger-Anatomie – Das menschliche Skelett. [anatomische Bildtafel von Rüdiger]. Berlin 1991.
- SADY, S.P./WORTMAN, M./BLANKE, D.:** Flexibility training: Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 63 (1982), 261-263.
- SCHÖNTHALER, S./OTT, H.:** Auswirkung verschiedener Dehnmethoden auf 1. die max. Bewegungsreichweite (Schönthaler) 2. die Dehnungsspannung (Ott). (Unveröffentlichte Diplomarbeit, Fachbereich Sportwissenschaft, Universität Saarbrücken) Saarbrücken 1994.
- SMITH, J.L./HUTTON, R.S./ELDRED, E.:** Postcontraction changes in sensitivity of muscle afferents to static and dynamic stretch. In: Brain Research 78 (1974), 193-202.
- SOMMER, C.:** Wer richtig stretched, läuft länger. Untersuchung über Muskelverkürzung bei Läufern (5). In: Läufer 7 (1990a) 6, 40-42.
- SOMMER, C.:** Aktive Erholung beeinflusst die Dehnbarkeit. Untersuchung über Muskelverkürzung bei Läufern (7). In: Läufer 7 (1990b) 8, 54-55.
- SONG, T./GARVIE, G.:** Wrestling with flexibility. In: Canadian Association for Health, Physical Education and Recreation 43 (1976) 1, 18-26.
- SPRING, H.:** Was bringt Stretching? In: Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin 33 (1985) 1, 21-24.

- STRASSER, H.:** Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik. Berlin: Springer 1917.
- THOMAS, G.:** Bücherei der Orthopäden. Band 1: Die dysplastische Hüftgelenkpfanne. Ihre Biomechanik und ihre operativen Behandlungsmethoden. Stuttgart: Ferdinand Enke 1969.
- TITTEL, K.:** Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Gustav Fischer: 1985.
- VOSS, H./HERRLINGER, R.:** Taschenbuch der Anatomie. Band 1: Bewegungssystem. Stuttgart, New York: Fischer 1985.
- WALDEYER, A./MAYET, A.:** Anatomie des Menschen. Band 1: Allgemeine Anatomie, Allgemeine Histologie, Allgemeine Embryologie, Rücken, Bauch, Becken, Bein. Berlin, New York: Walter de Gruyter 1993.
- WALLIN, D./EKBLÖM, B./GRAHN, R./NORDENBORG, T.:** Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. In: The American Journal of Sports Medicine 13 (1985) 4, 263-268.
- WIEMANN, K.:** Beeinflussung muskulärer Parameter durch ein zehnwöchiges Dehnungstraining. In: Sportwissenschaft 21 (1991), 295-305.
- WIKTORSSON-MÖLLER, M./ÖBERG, B./EKSTRAND, J./GILLQUIST, J.:** Effects of warming up, massage and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. In: The American Journal of Sports Medicine 11 (1983), 249-252.
- WILLIFORD, H.N./EAST, J.B./SMITH, F.H./BURRY, L.A.:** Evaluation of warm-up for improvement in flexibility. In: The American Journal of Sports Medicine 14 (1986) 4, 316-319.
- WYDRA, G./BÖS, K./KARISCH, G.:** Zur Effektivität verschiedener Dehntechniken. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 42 (1991) 9, 386-400.

VII ANHANG

Anhangsverzeichnis

- Anhang 1: Auflistung der Meßwerte der weiblichen Probanden
- Anhang 2: Auflistung der Meßwerte der männlichen Probanden
- Anhang 3: Bogen zur Erfassung der Personendaten
- Anhang 4: Datenerfassungsbogen
- Anhang 5: Ergebnisse der linearen Regressionsanalysen
- Anhang 6: Ergebnisse des Kolmogorov - Smirnov - Tests
- Anhang 7: Häufigkeitsverteilung der S^+ -Werte
- Anhang 8: Häufigkeitsverteilung der T^+ -Werte
- Anhang 9: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalysen

Auflistung der Meßwerte der weiblichen Probanden

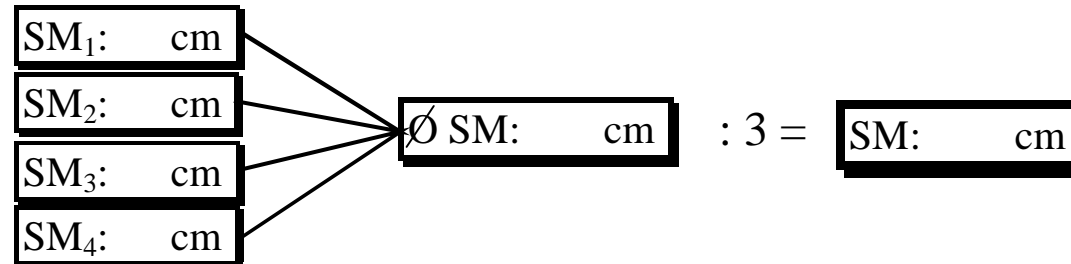
	Tester	Alter	Gew.	Größe	S	S ⁺	T	T ⁺	S+X%	KGin%	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11
Proband 1	2	25	55	162	75,8	6	78	4	7,92	50,49	194	71	110	-5	-44	-179	-193	-323	-313
Proband 2	2	26	68	182,5	94,1	8	96,5	6	8,5	55,95	384	356	236	147	137	20	-52	-95	-275
Proband 3	2	24	63	174,5	85,9	8	90,6	3	9,31	53,75	320	273	196	150	50	-32	-97	-110	-205
Proband 4	2	26	45	159,5	76,1	8	79,8	4	10,51	52,73	346	226	187	111	57	-3	-37	-45	-111
Proband 5	1	25	68	172,5	84,7	6	87,6	3	7,08	52,56	237	86	-44	-13	-71	-123	-192	-320	-381
Proband 6	2	26	58	166	84,2	8	86,5	6	9,5	55,54	280	227	224	130	143	29	-40	-67	-175
Proband 7	2	24	77	172,5	85	10	90	5	11,76	55,07	397	334	266	152	267	191	95	-7	-135
Proband 8	1	24	70	174	84,1	8	86	6	9,51	52,93	267	252	119	82	72	-40	-100	-174	-198
Proband 9	2	24	65	170	87,5	8	92	3	9,14	56,17	255	205	114	126	-30	-6	-111	-184	-281
Proband 10	2	20	60	172	87,1	7	89,9	4	8,04	54,71	432	287	186	237	14	-30	-107	-144	-256
Proband 11	2	27	50	159,5	77,1	8	80,8	4	10,34	53,35	359	223	149	81	61	16	-72	-117	-174
Proband 12	2	23	61	171	85,9	7	88,4	4	8,15	54,33	151	209	143	72	-1	-52	-148	-243	-244
Proband 13	2	25	54	161	79,4	6	83,4	2	7,56	53,04	240	109	141	30	-44	-106	-170	-152	-263
Proband 14	2	28	50	164	81,5	6	84,5	3	7,36	53,35	309	108	128	34	-56	-83	-184	-239	-273
Proband 15	2	25	60	164,5	79,9	8	84	4	10,01	52,83	382	397	331	189	59	3	-117	-211	-258
Proband 16	2	27	62	170	87,1	7	91,5	3	8,04	55,35	341	256	156	85	-4	-14	-118	-206	-274
Proband 17	2	28	51	159,5	75,9	8	78,8	5	10,54	52,6	393	318	272	179	95	21	-75	-172	-192
Proband 18	1	24	61	169	81	8	84,2	5	9,88	52,66	340	246	200	165	74	-6	-133	-187	-216

Auflistung der Meßwerte der männlichen Probanden

	Tester	Alter	Gew.	Größe	S	S ⁺	T	T ⁺	S+X%	K Gin%	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11
Proband 19	2	26	84	187	94,1	5	96	3	5,31	52,99	66	59	-17	-29	-112	-132	-234	-251	-379
Proband 20	2	28	70	171,5	83,5	11	88,6	6	13,17	55,1	514	291	372	306	328	181	95	38	-3
Proband 21	1	28	73	172,5	82,7	8	86,7	4	9,67	52,58	410	202	160	116	49	-16	-55	-156	-185
Proband 22	2	31	81	173	81,2	8	86	3	9,85	51,56	241	223	107	56	104	37	-45	-76	-83
Proband 23	2	26	72	179	87	9	91,3	5	10,34	48,04	329	328	247	159	157	27	-21	-92	-236
Proband 24	1	26	64	172	88	10	91,2	7	11,36	56,98	495	414	294	256	166	29	45	-3	-21
Proband 25	2	22	66	174	86	9	88	7	10,47	54,6	418	329	276	242	137	76	34	-37	-99
Proband 26	2	26	67	183	90,4	9	92	7	9,96	54,32	393	298	294	209	124	87	11	-34	-53
Proband 27	1	25	76	187,5	90,5	8	94,9	4	8,84	52,53	465	377	258	150	96	3	-50	-119	-152
Proband 28	1	27	61	171	84,6	9	88,5	5	10,64	54,74	256	231	238	201	52	46	-36	-53	-241
Proband 29	2	32	63	161,5	73,5	10	76	7	13,61	51,7	381	406	310	269	181	112	101	-24	-88
Proband 30	1	31	72	178,5	92,5	8	94,5	6	8,65	56,3	354	313	233	195	48	11	-72	-136	-175
Proband 31	2	30	57	171,5	83,4	8	86,2	5	9,59	53,3	295	257	111	115	9	4	-64	-131	-186
Proband 32	2	28	78	184	94,2	6	98,6	2	6,37	54,45	177	166	54	-21	-62	-85	-187	-215	-325
Proband 33	2	27	85	184,5	91,5	8	94,5	5	8,74	53,93	328	265	223	38	43	-26	-61	-106	-177
Proband 34	1	31	85	192	93,4	7	97,4	3	7,49	52,29	228	187	77	53	27	-41	-45	-65	-85
Proband 35	1	20	75	183,5	89,1	7	81,8	0	7,86	52,37	259	197	109	30	0	-56	-109	-297	-391
Proband 36	2	28	76	171,5	81	8	87,4	2	9,87	51,9	292	267	239	219	95	4	-29	-94	-110

Bogen zur Erfassung der Personendaten

PERSONENDATEN			
Name:		Größe:	cm
Vorname:		Gewicht:	kg
Geburtstag:		Schritthöhe:	cm
Alter:		Trochanter:	cm
ADRESSE			
Straße:			
Ort:			
Telefon:			
BEMERKUNGEN:			



Datenerfassungsbogen

Name: _____

Körpergröße: _____ cm

Schritthöhe: _____ cm

		0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	K hoch	K runter	K ges.
S ₃	H													
	T													
S ₄	H													
	T													
S ₅	H													
	T													
S ₆	H													
	T													
S ₇	H													
	T													
S ₈	H													
	T													
S ₉	H													
	T													
S ₁₀	H													
	T													
S ₁₁	H													
	T													

Temperatur: _____

Trochanterhöhe: _____

Luftfeuchtigkeit: _____

Ergebnisse der Regressionsanalysen

Ergebnisse bei den S-Werten

Variable	B	SE B	95% Konfidenz-Intervall B		Beta
S_{3-11} (konstant)	-64,665278	1,92016	-68,442921	-60,887635	-0,882535
	511,888426	14,326331	483,703396	540,073456	

Ergebnisse bei den T-Werten

Variable	B	SE B	95% Konfidenz-Intervall B		Beta
T_{0-8} (konstant)	-53,77782	2,16356	-58,034319	-49,521321	-0,810793
	244,466195	9,675736	225,430553	263,501837	

Ergebnisse des Kolmogorov - Smirnov – Tests

Variable	Absolut	Positiv	Negativ	K-S Z	2-seitiges P
alle S	0,0532	0,04367	-0,0532	0,9576	0,3182
S3	0,06843	0,04701	-0,06843	0,4106	0,9959
S4	0,08745	0,07701	-0,08745	0,5247	0,9459
S5	0,09812	0,05443	-0,09812	0,5887	0,8788
S6	0,06932	0,06658	-0,06932	0,4159	0,9952
S7	0,08632	0,08632	-0,05907	0,5179	0,9513
S8	0,13979	0,13979	-0,09033	0,8388	0,4826
S9	0,11137	0,11137	-0,06628	0,6682	0,7633
S10	0,06836	0,04643	-0,06836	0,4102	0,996
S11	0,08838	0,08838	-0,06915	0,5303	0,9412

Häufigkeitsverteilung der S⁺-Werte

Wert	Häufigkeit	Prozent	gültige Prozent	kumulierte Prozent
S ₅	1	0,3	2,8	2,8
S ₆	5	1,5	13,9	16,7
S ₇	5	1,5	13,9	30,6
S ₈	17	5,2	47,2	77,8
S ₉	4	1,2	11,1	88,9
S ₁₀	3	0,9	8,3	97,2
S ₁₁	1	0,3	2,8	100
,	288	88,9	fehlt	
total	324	100	100	

Häufigkeitsverteilung der T⁺-Werte

Wert	Häufigkeit	Prozent	gültige Prozent	kumulierte Prozent
T ₀	1	0,3	2,8	2,8
T ₂	3	0,9	8,3	11,1
T ₃	8	2,5	22,2	33,3
T ₄	8	2,5	22,2	55,6
T ₅	7	2,2	19,4	75
T ₆	5	1,5	13,9	88,9
T ₇	4	1,2	11,1	100
,	288	88,9	fehlt	
total	324	100	100	

Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalysen

Ergebnisse bei den S-Werten

Variable	Arten	D.F.	Quadrat-Summe	Quadrat mittleres	F	p[F]
S8	Treatmentvarianz	1	11917,3611	11917,3611	2,1094	0,1556
	Fehlervarianz	34	192084,278	5649,5376		
	gesamt	35	204001,639			

Ergebnisse bei den T-Werten

Variable	Arten	D.F.	Quadrat-Summe	mittleres Quadrat	F	p[F]
T5	Treatmentvarianz	1	300,4444	300,4444	0,0226	0,8813
	Fehlervarianz	34	451466,4444	13278,4248		
	gesamt	35	451766,8889			

Abstract

„Annäherung der anatomischen Drehachse des Hüftgelenks an die mechanische Drehachse einer Meßapparatur zur Messung der Beweglichkeit im Hüftgelenk“

Prof. Dr. med. W. Kindermann

Dr. med. T. Meyer

Keywords: Beweglichkeit – ischiokrurale Muskulatur – Drehachse

Bei Messungen der Beweglichkeit wird häufig mit der ischiokruralen Muskulatur gearbeitet. Verwendet man eine Meßapparatur mit eigener Drehachse (DA_{MA}), ist es notwendig, daß diese mit der Drehachse des Hüftgelenks (DA_{HG}) übereinstimmt. Als DA_{HG} wird häufig der Trochanter major benutzt. Stimmen DA_{MA} und DA_{HG} nicht überein, führt eine Longitudinalverschiebung des Beines zu Beeinflussung von Kraftmessungen und Veränderungen des Dehngefühls.

In einer Querschnittsstudie wurden 36 Versuchspersonen bezüglich ihrer anatomisch-funktionellen Drehachse im Hüftgelenk untersucht. Als Ausgangspunkt zur Bestimmung der DA_{HG} , wurde neben dem Trochanter major auch die Schritthöhe (Abstand Boden-Symphysis pubica) bestimmt. Daraufhin wurden in der Frontalebene relativ zu diesem Punkt neun hypothetische DA_{HG} -Punkte im Abstand von jeweils einem Zentimeter markiert. Für jeden dieser Punkte wurde die Longitudinalverschiebung des Beines gegenüber der Meßapparatur bei Dehnung in Rückenlage gemessen. Die S^+ -Werte und die Longitudinalverschiebung weisen einen hohen linearen Zusammenhang auf ($r = 0,88$). Die geringste Verschiebung lag in dieser Stichprobe bei $S + 7,92$ cm (entspricht hypothetisch $DA_{HG_{S+8}}$). Die Trochanterhöhe (T) und die Longitudinalverschiebung weisen ebenfalls einen hohen linearen Zusammenhang auf ($r = 0,81$). Bei den T-Werten lag die geringste Longitudinalverschiebung bei $T + 4,55$ cm (entspricht hypothetisch $DA_{HG_{T+5}}$). Eine Prüfung auf geschlechtsspezifische Unterschiede, bezogen auf die Werte der durchschnittlich geringsten Longitudinalverschiebung (bei $S^+ = 8$ cm bzw. $T^+ = 5$ cm), zeigte keinen signifikanten Unterschied ($p[F = 0,156]$; $\alpha = 0,05$ bzw. $p[F = 0,881]$; $\alpha = 0,05$). Da die Streuung von $T+5'$ ($s^2 = 2,73$) signifikant größer war als die Streuung von $S+8'$ ($s^2 = 1,67$), wurde gezeigt, daß die Ermittlung der Drehachse im Hüftgelenk über die Schritthöhe exakter ist als über die Trochanterhöhe. Dieses Ergebnis ($S+8'$) stellt eine pragmatische Vorgehensweise dar. Es ist eine relativ einfache Methode, die auf einem gut reproduzierbaren Punkt (S) basiert und deren Zeitaufwand sich in Grenzen hält.

Danksagung

Ich danke Herrn Dr. med Tim Meyer für die freundliche Betreuung und Unterstützung bei meiner Diplomarbeit.

Ein besonderer Dank sei den Probanden für ihre gewissenhafte und pünktliche Teilnahme an dem Treatment gezollt. Ohne sie wäre die Durchführung dieser Untersuchung nicht möglich gewesen.

Weiterhin danke ich allen Freunden und Bekannten, die mir mit konstruktiver Kritik zur Seite gestanden haben, und den Korrekturlesern für ihren großen zeitlichen Einsatz.

Insbesondere danke ich Kirsten Ohlendorf, Henning Ott, Stefan Schönthaler und sämtlichen Teilnehmern der Arbeitsgruppe ‚Murks & Tüftel‘, die mir bei jeder Tages- und Nachtzeit bei Problemen behilflich waren.

Auch danke ich meiner Lebensgefährtin, Frau Elke Hoffmann, die während der intensiven Phasen der Diplomarbeit viele alltägliche Arbeiten und Probleme von mir ferngehalten hat.

Ein größerer Dank als in Worten zu fassen möglich ist, gebührt meiner Mutter, Frau Gunnhild Nahler, die mir den Weg zum Studium und damit auch dieser Arbeit geebnet hat.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Boris Nahler, an Eides Statt, daß ich die vorliegende und mit meinem Namen gekennzeichnete Arbeit selbständig verfaßt und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen benutzt habe.

Saarbrücken, den 06.04.1998

(Boris Nahler)