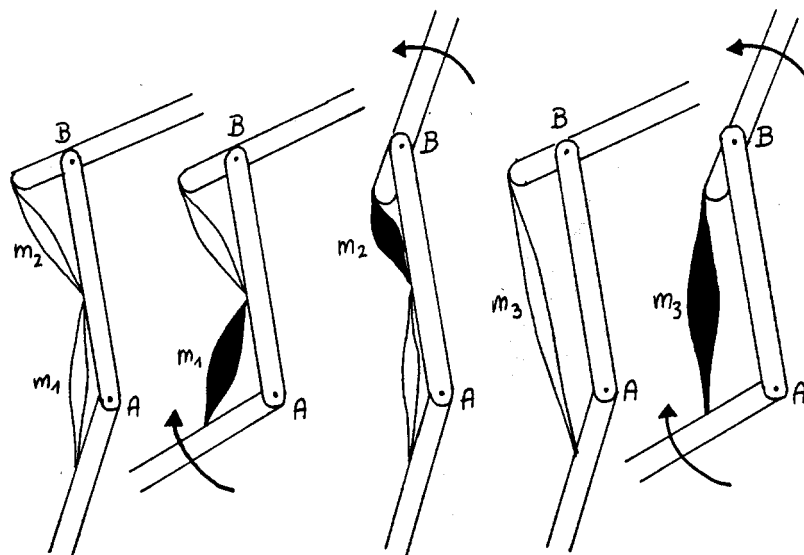


Klaus Wiemann

## Präzisierung des LOMBARD'schen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint

### 1 Vorbemerkung

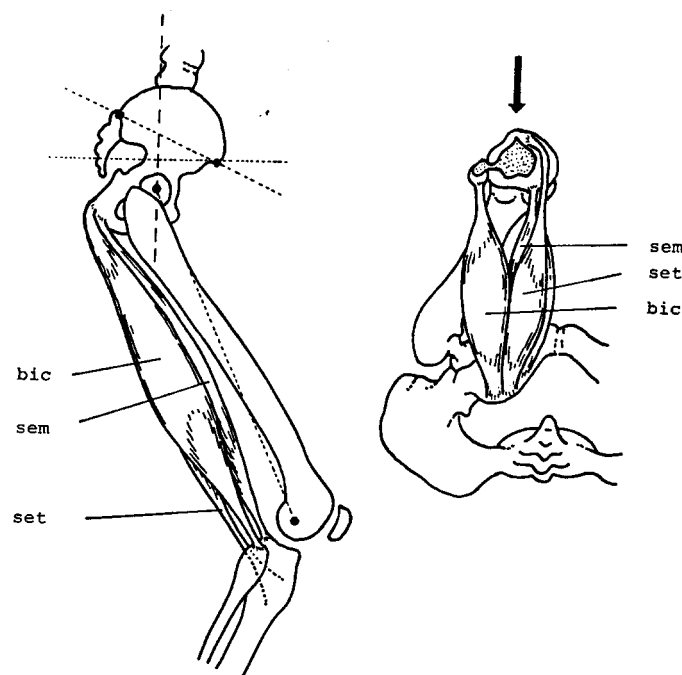
Zweigenkigen Muskeln wird in verallgemeinernden Darstellungen in der Regel eine solche Funktion auf die betroffenen Gelenke beigemessen, die auch jeweils ein eingelenkiger Muskel auf diese Gelenke ausüben würde, Im Gliedersystem der Abb. 1 wird der eingelenkige Muskel  $m_1$  bei einer Verkürzung das Gelenk A beugen, der eingelenkige Muskel  $m_2$  das Gelenk B strecken. Man erwartet demnach von dem zweigenkigen Muskel  $m_3$  bei einer Verkürzung ebenfalls eine Beugung des Gelenks A und eine Streckung des Gelenks B. Dies wird, solange sich die beiden Enden der kinematischen Kette ungehindert bewegen können, in der Regel auch der Fall sein. Sobald aber diese Enden auf einen Widerstand stoßen oder - wie es FISCHER (1927) ausdrückt - einer „Führung“ unterliegen, kann unter noch aufzuzeigenden Zusatzbedingungen je nach Winkelstellung des Gelenks, Wirkungsrichtung der Muskelkraft und Art des Widerstandes eine Verkürzung des Muskels  $m_3$  eine der Erwartung entgegengerichtete Wirkung zur Folge haben, in Gelenk A eine Streckung oder in Gelenk B eine Beugung.



**Abb. 1:** Funktion eingelenkiger und zweigenkiger Muskeln in einer dreigliedrigen kinematischen Kette. Erläuterungen im Text

Dieses offensichtlich paradoxe Phänomen wurde von LOMBARD 1903 beschrieben und wird aus diesem Grunde gelegentlich LOMBARDsches Paradoxon genannt (s. z.B. GREGOR u. a. 1985; ANDREWS 1987).

Die Mehrzahl der Autoren, die Überlegungen zur paradoxen Funktion zweigelenkiger Muskeln anstellen, befaßt sich mit den vom Sitzbein zum Unterschenkel ziehenden Muskeln der Oberschenkelrückseite, den ischiocruralen Muskeln, weil sie zu den augenfälligsten zweigelenkigen Muskeln des menschlichen Körpers gehören. Zu den ischiocruralen Muskeln rechnet man den Halbsehnenmuskel (M. semitendinosus), den Plattsehnenmuskel (M. semimembranosus) und den langen Kopf des zweiköpfigen Oberschenkelmuskels (M. biceps femoris caput longum). Das Bewegungsbeispiel, an dem die paradoxe Muskelfunktion erläutert wird, ist - neben Treppensteigen und Aufstehen aus dem Sitz - das Radfahren (z. B. CARLSÖÖ u. a. 1966; GREGOR u. a. 1985 und ANDREWS 1987), weil hier die Bedingung für das Auftreten paradoxer Aktionen der ischiocruralen Muskeln, der „Schluß“ der kinematischen Kette des Beins oder die „Führung“ ihrer Enden, durch den Sitz auf dem Sattel und durch die



**Abb. 2:** Die ischiocruralen Muskeln; links von lateral, rechts von unten. Die Beckenneigung ergibt sich aus dem physiologischen Neigungswinkel von  $12^\circ$ , plus  $10^\circ$  Sprintvorlage. bic: M. biceps femoris caput longum. sem: M. semimembranosus. set: M. semitendinosus. Der Pfeil gibt die Bewegungsrichtung des Beines in bezug zum Becken in der Stützphase des Sprints an.

Verbindung des Fußes mit dem Pedal besonders einfach zu erfüllen ist. Ein Überblick über einen Großteil der Literatur zu diesem Thema ist bei ANDREWS (1987) zu finden. Speziell in den Untersuchungen von GREGOR u. a. (1985) und ANDREWS (1987) wird nachgewiesen, daß beim Radfahren in bestimmten Phasen des

Pedalumschlags trotz *konzentrischer* Aktivität der ischiocruralen Muskeln eine Kniestreckbewegung auftritt. In den sonstigen zur Verfügung stehenden Beiträgen ist kein Hinweis auf eine Übertragung dieses Phänomens auf Geh- und Laufbewegungen zu entdecken. Ebenso kann in der deutschsprachigen Literatur zur Bewegungslehre des Sports außer einem kurzen Hinweis bei DONSKOI (1961, 98-99) keine Anwendung der Erkenntnisse zur paradoxen Funktion zweigelenkiger Muskeln auf Belange der Ausführung sportmotorischer Abläufe, speziell des Laufens, gefunden werden.

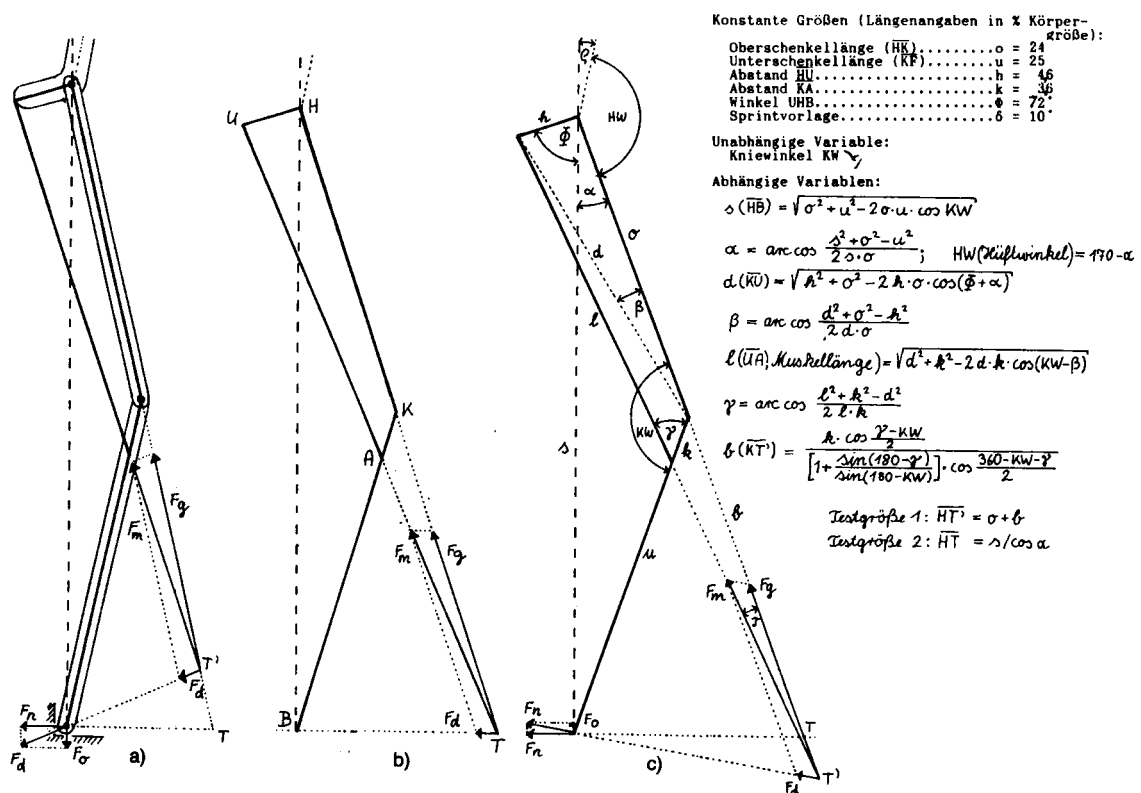
Die Relevanz für eine Lösung des LOMBARDschen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint ergibt sich aus dem Bedürfnis, Hüftstreckmuskeln zu identifizieren, die sich möglichst während der gesamten Stützphase an der Erzeugung der Springgeschwindigkeit beteiligen. Es ist nämlich zu bezweifeln, ob die Kniestreckmuskeln (Mm. vasti), die gelegentlich noch als die wichtigsten Beschleuniger beim Sprint angesehen werden (z. B. MANN u. a. 1986), die Aufgabe der Horizontalbeschleunigung ohne wesentliche Unterstützung anderer Muskeln leisten können, zumal sie nur im letzten Drittel des Hinterstützes eine hinreichend große horizontale Kraftkomponente erzeugen (WIEMANN 1989). Für diese Aufgabe jedoch die ischiocrurale Muskulatur mitverantwortlich zu machen trifft generell auf Bedenken. Der Grund dafür mag darin liegen, daß diesen Muskeln in verallgemeinernden Darstellungen zwar eine *hüftstreckende*, aber gleichzeitig pauschal eine *kniebeugende* Wirkung zugewiesen wird. Diese Funktionen scheinen sich mit der Stützbeinaktion beim Sprint nicht vereinbaren zu lassen; denn hier muß neben einer deutlichen Hüftstreckbewegung nicht nur, beginnend mit der Phase des Mittelstützes, das Knie *gestreckt*, sondern vorher in der Phase des Vorderstützes zusätzlich dem kniebeugenden Einfluß der Schwerkraft entgegengewirkt werden. Die Bedenken gegen die Beteiligung der ischiocruralen Muskeln an der Erzeugung der Sprintgeschwindigkeit könnten zerstreut werden, wenn sich im Laufe der Stützphase des Sprints eine paradoxe Wirkung der ischiocruralen Muskeln auf das Kniegelenk nachweisen ließe.

## **2 Vereinfachtes Modell zur Überprüfung des LOMBARDschen Paradoxons**

Generell lassen sich zwei Methoden zur Identifizierung paradoxer Muskelaktionen im Laufe kombinierter Hüft- und Kniegelenkbewegungen anwenden. Entweder werden die Drehmomente der zweigelenkigen Muskeln auf die betroffenen Gelenke berechnet und mit den Goniogrammen der Gelenkwinkeländerungen und den Elektromyogrammen verglichen (s. GREGOR u. a. 1985), oder die Kraftvektoren der zweigelenkigen Muskeln werden in ihre Komponenten zerlegt, um daraus die Wirkung

auf die betroffenen Gelenke ableiten zu können. Letztere Methode ist die gebräuchlichere (s. z.B. FISCHER 1927, IWANITZKI referiert durch DONSKOI 1961, MOLBECH 1965) und sollte sowohl mit Berechnungen der Längenänderung des Muskels als auch mit elektromyographischen Befunden gekoppelt werden. Ausgangspunkt dieser Verfahren ist die Reduktion der kinematischen Situation des Beins auf ein Modell, das die Bestimmung der Kraftvektoren sowie der Längenänderungen des Muskels erlaubt.

In Anlehnung an FISCHER (1927), MOLBECH (1965), CARLSÖO u. a. (1966) sowie ANDREWS (1985) und BOBER u. a. (1988) wird im folgenden zuerst ein stark vereinfachtes Modell der kinematischen Kette des Stützbeins behandelt (Abb. 3),



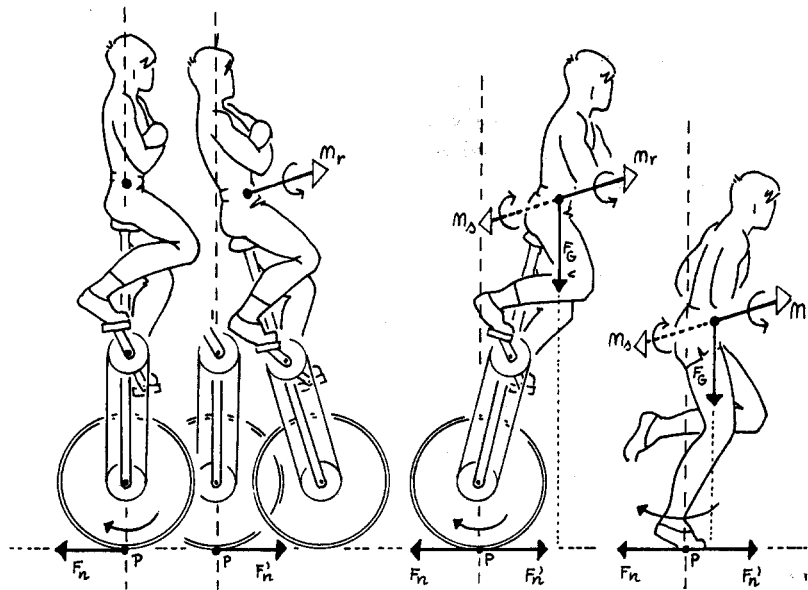
**Abb. 3:** Vereinfachtes Modell zur Darstellung und Berechnung paradoxer Muskelaktionen im Augenblick des Mittelstützes beim Sprint

wobei die Dimension der Gliedmaßen, Winkel und Hebelarme der Muskeln aus verschiedenen Röntgenaufnahmen gewonnen und gemittelt sowie durch eigene anthropometrische Erhebungen ergänzt wurde. Abb. 3 zeigt dieses Modell im Zeitpunkt des Mittelstützes, wobei die kinematische Kette ausschließlich aus Becken (+ Rumpf), Oberschenkel und Unterschenkel besteht, das obere Sprunggelenk mit dem Boden Kontakt besitzt und sich senkrecht unter dem Hüftgelenk befindet. Die Wirkungsrichtung der ischiocruralen Muskeln ist auf die des M. biceps femoris caput

longum reduziert. Die Wirkung der Schwerkraft wird nicht berücksichtigt, da sie durch die Kontraktion der Kniestreckmuskeln (Mm. vasti) als eliminiert gelten kann. Als Führung für das obere Ende der kinematischen Kette gilt die Trägheit des Körpers. Die Führung, der das untere Ende der kinematischen Kette unterliegt, wird durch die aufeinander senkrecht stehenden Wirkungen des Bodens und der Bodenhaftung definiert. Die – vorläufige - Beschränkung auf die Betrachtung des Mittelstützes scheint berechtigt, da hier der Kniewinkel den niedrigsten Wert innerhalb der gesamten Stützphase annimmt, etwa  $140^\circ$  bis  $150^\circ$  (für die vorliegende Betrachtung gilt stets: gestrecktes Knie =  $180^\circ$ ); denn je niedriger die Kniewinkelwerte werden, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit einer kniebeugenden Wirkung der ischiocruralen Muskeln und somit die Möglichkeit einer Falsifizierung der Hypothese einer paradoxen Aktion. Das Modell erlaubt einerseits die Zerlegung der Vektoren (Abb. 3), andererseits die Berechnung der Muskellänge sowohl im Mittelstütz als auch im Laufe der gesamten Stützphase sowie die Berechnung der Testgrößen (TG 1 und TG 2) für die Bestimmung des beugenden oder streckenden Einflusses der ischiocruralen Muskeln auf das Kniegelenk gemäß den in Abb. 3 wiedergegebenen Formeln.

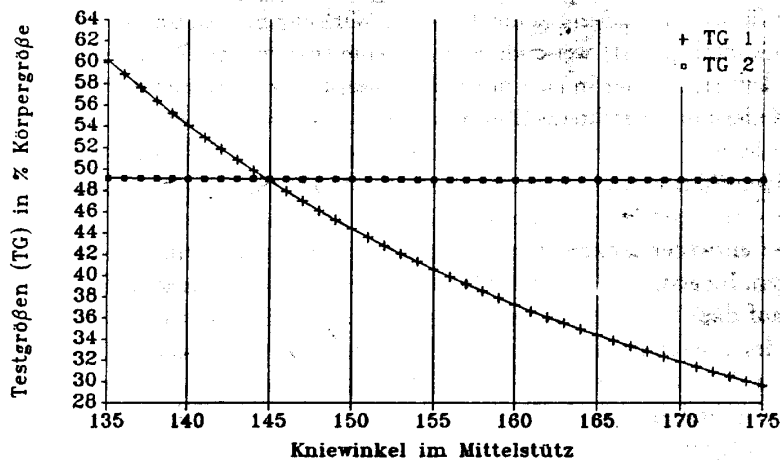
## **2.1 Vektorenzerlegung**

Zur Prüfung der Kniegelenkwirkung der ischiocruralen Muskeln im Mittelstütz wird die Kontraktionskraft ( $F_m$ ) in eine Komponente ( $F_g$ ), die als Gelenkwirkung sowohl für das Knie als auch für das Hüftgelenk keine drehende Wirkung besitzt, und in eine auf den Fußpunkt (Bodenkontaktpunkt) weisende Komponente ( $F_d$ ) zerlegt (WIEMANN 1989). Letztere Komponente läßt sich weiter in eine normale (horizontal zum Boden oder orthogonal zum definierten Widerstand gerichtete) Komponente ( $F_n$ ) und in eine dazu senkrechte Komponente ( $F_o$ ) zerlegen. Die Komponente  $F_n$  (oder die aufgrund der Haftung als Widerlager wirkende Bodenreaktionskraft  $F'_n$ ) liefert nun die Horizontalbeschleunigung, dreht dabei allerdings das Gesamtsystem rückwärts (s. Abb. 4). Die Komponente  $F_o$  hat das Bestreben, den Fußpunkt entweder senkrecht nach unten (Abb. 3 a) oder senkrecht nach oben (Abb. 3 c) zu bewegen. Im ersten Fall werden Hüft- und Kniegelenk gestreckt und der Schwerpunkt des Systems auf diese Weise aufwärts bewegt, im zweiten Fall geht die Haftung und somit die Führung des unteren Endes der kinematischen Kette verloren, so daß das Bein der erwarteten Wirkung der ischiocruralen Muskeln folgt, indem sich das Hüftgelenk streckt, das Kniegelenk beugt und die vorwärtsbeschleunigende Wirkung des Gesamtsystems verschwindet. Ähnliche Ergebnisse werden gewonnen, wenn man die bei FISCHER (1927), DONSKOI (1961) oder MOLBFCH (1965) wiedergegebenen jeweils differierenden Vektorenzerlegungen anwendet. Geringfügige Differenzen ergeben sich dabei durch unterschiedliche Definition des die Bewegung des Fußpunktes einschränkenden Widerlagers (oder der „Führung“ oder der äußeren Kraft).



**Abb 4:** Verdeutlichung der Erzeugung der Horizontalbeschleunigung durch horizontal gerichtete Bodenkräfte. Die Reaktionskraft  $F_n'$  beschleunigt Massenteile und als Folge davon den Schwerpunkt des Gesamtsystems horizontal nach vorn, bewirkt aber ein rückwärtsdrehendes Moment  $M_r$ . Diesem muß durch „Vorlage“ ein vorwärtsdrehendes Moment der Schwerkraft ( $M_s$ ) die Waage halten solange, das System beschleunigt wird.

Aus Abb. 3 geht hervor, daß ein Grenzwert des Kniewinkels auftreten muß, bei dem die beugende Wirkung von  $F_o$  in eine streckende übergeht. Dies ergibt sich in derjenigen Winkelstellung, bei der sich die Richtung der Oberschenkelachse und die Wirkungsrichtung der Muskelkraft in der Horizontalen durch den Fußpunkt schneiden,

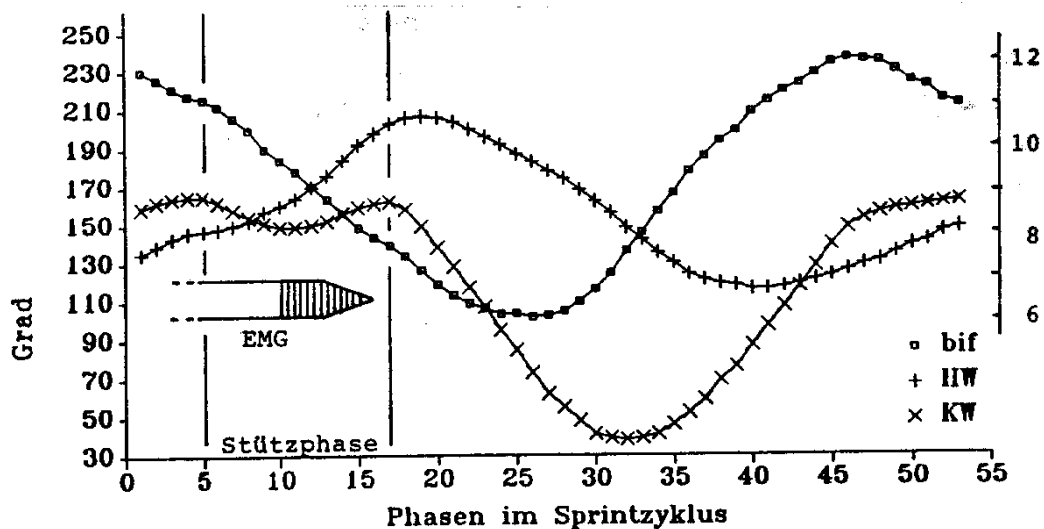


**Abb. 5:** Darstellung der Abhängigkeit der Kniegelenkwirkung der ischiocruralen Muskeln im Augenblick des Mittelstützes vom Kniewinkel (gestrecktes Knie = 180°) unter Verwendung eines vereinfachten Modells (s. Abb. 3). Ist die Testgröße  $TG_1$  kleiner als die Testgröße  $TG_2$ , so wirkt die ischiocrurale Muskulatur kniestreckend, im anderen Fall kniebeugend.

d. h., wenn der Scheitelpunkt des derart gebildeten Winkels  $\tau$  in der durch den Fußpunkt B laufenden Horizontalen liegt, wenn also die Strecke (o + b) gleich der Strecke (s/cos  $\alpha$ ) wird. Der zugehörige Kniewinkel liegt laut Grafik Abb. 5 bei rd. 145°. Ist der Kniewinkel größer als dieser Grenzwert, so muß die Wirkung der ischiocruralen Muskeln auf das Kniegelenk am vorliegenden vereinfachten Modell als streckend gewertet werden.

## 2.2 Paradoxe Aktivitätsphase beim Sprint

Nachdem theoretisch aufgezeigt worden ist, daß die ischiocruralen Muskeln unter den Bedingungen des Mittelstützes beim Sprint in der Lage sind, im Zusammenspiel mit einer Hüftstreckbewegung das Kniegelenk zu strecken ist zu prüfen, ob im Laufe der Stützphase des Sprints in einem bestimmaren Zeitraum, der vor dem Zeitpunkt des Mittelstützes beginnt und hinter ihm endet, tatsächlich eine konzentrische Kontraktion und eine Kniestreckbewegung parallel ablaufen. Dazu sind die Hüft- und Kniewinkeländerungen im Laufe der Stützphase zu bestimmen, die Längenänderungen der ischiocruralen Muskulatur zu berechnen und die Aktivität der ischiocruralen Muskeln im Elektromyogramm (EMG) aufzuzeigen.



**Abb. 6:** Kniewinkel (KW), Hüftwinkel (HW) und Faserlänge der ischiocruralen Muskeln (bif) im Laufe eines Sprintzyklus. EMG: aktive Phase der ischiocruralen Muskeln gemäß EMG-Befunde. Der schraffierte, Abschnitt verdeutlicht die Phase paradoxer Aktivität auf das Kniegelenk. Gelenkstreckung = 180°. Faserlänge (rechte Ordinate) in % Körpergröße.

Abb. 6 zeigt die Knie- und Hüftwinkeländerungen in der Stützphase, entnommen dem Kniematogramm eines Sprintzyklus von M. Göhr. Die Längenänderung der ischiocruralen Muskeln läßt sich nach den in Abb. 3 dargestellten Formeln bestimmen,

wenn die jeweiligen Werte für die Knie- und Hüftwinkel des Kinematogramms berücksichtigt werden. Abb. 6 läßt erkennen, daß sich die ischiocrurale Muskulatur während der Stützphase kontinuierlich verkürzt, auch in der Phase des Hinterstützes, die durch eine Kniestreckbewegung charakterisiert ist. Elektromyographische Untersuchungen (z. B. Von SIMONSEN u.a. 1985; MANN u.a. 1987; WIEMANN 1986; MERO u.a. 1987) haben gezeigt, daß die ischiocrurale Muskulatur während nahezu der gesamten Stützphase aktiv ist. Berücksichtigt man zusätzlich, daß die Phase der Krafterzeugung eines Muskels die durch Elektromyographie registrierbare aktive Phase noch um 50-100 ms überdauert, so muß tatsächlich in der Phase des Hinterstützes des Sprints eine paradoxe Aktivität der ischiocruralen Muskeln, also eine *Kniestreckbewegung* während einer *konzentrischen* Kontraktion, konstatiert werden.

### 3 Präzisierung des Modells

Aufgrund der weitreichenden Reduktion des bisher benutzten Modells, das mit geringfügigen Abweichungen auch von MOLBECH (1965), CARLSÖO u.a. (1966), ANDREWS (1985) und BOBER u. a. (1988) eingesetzt wird, bestehen Bedenken bezüglich der Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Wirklichkeit. So ist im Modell Abb. 3 nicht berücksichtigt, daß die ischiocruralen Muskeln bei stärkeren Beugestellungen der Hüfte am Sitzbeinhöcker umgelenkt werden, was sich sowohl auf die Muskellänge als auch auf die Richtung des Kraftvektors im Kniegelenk auswirken kann. Zusätzlich ist der Ansatzpunkt der ischiocruralen Muskulatur im Bereich des Kniegelenks in die Unterschenkellängsachse gelegt. Tatsächlich bildet die Verbindung des Ansatzpunkts und der Kniegelenkachse mit der Unterschenkellängsachse bei den einzelnen ischiocruralen Muskeln unterschiedliche Winkel. Daraus sind Konsequenzen auf die Muskellänge in den verschiedenen Kniewinkelstellungen und auf die drehende Wirkung der Muskelkraft zu erwarten.

Das vereinfachte Modell geht von einer Fixierung des Sprunggelenks am Boden aus. Tatsächlich stützt beim Sprint nur der Fußballen auf dem Boden. Dies wird sich auf die Geometrie bei der Bestimmung des LOMBARDschen Paradoxons auswirken. Ebenso berücksichtigt das Modell nicht den Umstand, daß der M. semitendinosus bei großen Kniewinkeln durch den inneren Schienbeinknorrn (Condylus medialis tibiae) umgelenkt wird, was Konsequenzen für die Muskellänge und den Kraftarm mit sich bringt.

Die Kniegelenkachse wurde generell in den von der Außenseite grob schätzbaren Mittelpunkt der Oberschenkelknorrn (Condylus femoris) etwa in den Gipfelpunkt der Evolute der Kondylenkrümmungen gelegt. Tatsächlich bewegt sich die Kniegelenkachse eher auf einer Polkurve (s. Abb. 7), die durch die laterale Projektion des jeweiligen Kreuzungspunkts der Kreuzbänder (Ligg. cruciata) wiedergegeben wird



(s. HUSON 1974; MENSCHIK 1974; MÜLLEP 1982; BÖRNER u. a. 1988). Diese Achsenverlagerung führt im Laufe einer Kniebeugebewegung zu Veränderungen in den Achsabständen und den Ansatzwinkeln der ischiocruralen Muskeln, (vergl.  $\sigma_1$ ,  $k_1$ ,  $\alpha_1$  und  $\sigma_2$ ,  $k_2$  und  $\alpha_2$  in Abb. 7).

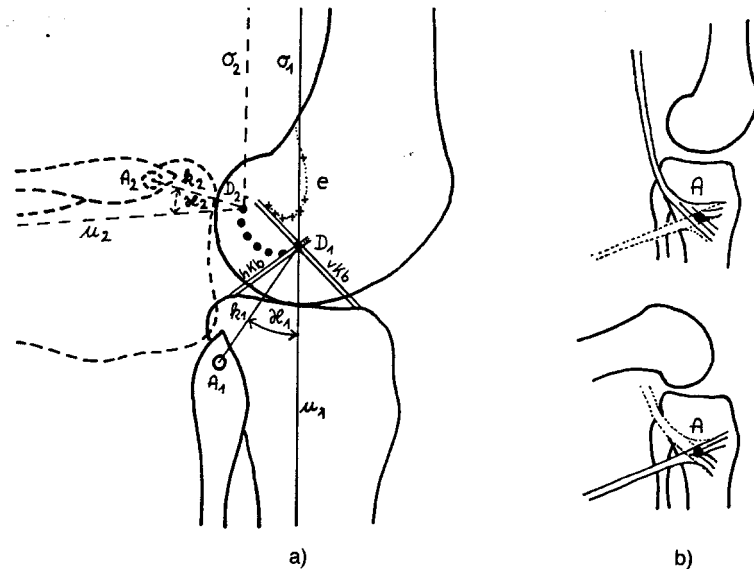
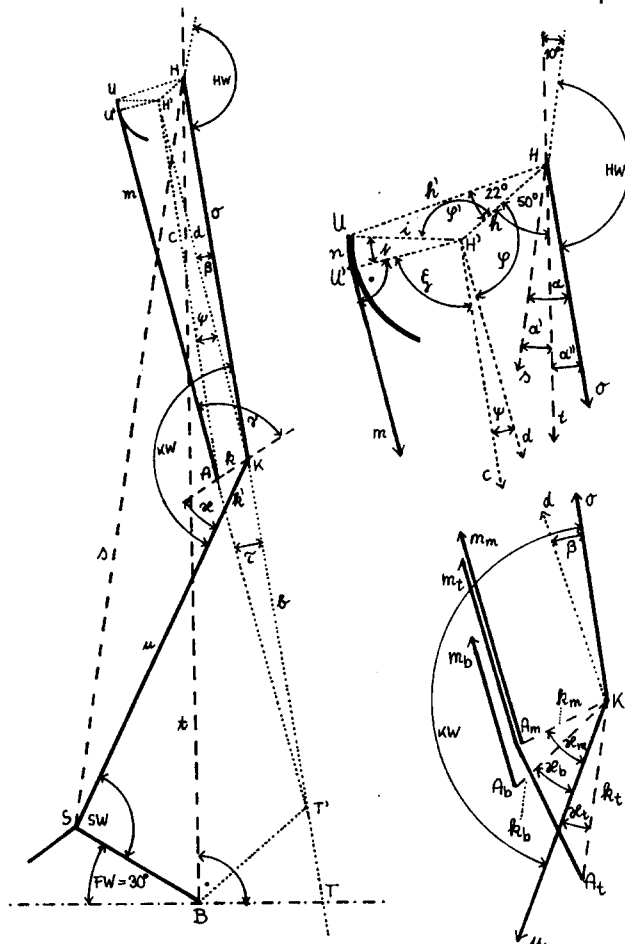


Abb. 7: Zur Biomechanik des Kniegelenks. a) Verlagerung der Drehachse und abhängige Parameter.  $e$ : Evolute (Kurve der Krümmungsmittelpunkte der Oberschenkelkondylen). Schwarze Punkte: Rastpolkurve (Kurve der Verlagerung der Drehachse bei sich veränderndem Kniewinkel).  $A_1, A_2$ : Ansatzstelle des M. biceps femoris.  $D_1, D_2$ : momentane Drehachse.  $k_1, k_2$ : Abstand von A von der Drehachse.  $\alpha_1, \alpha_2$ : Winkel zwischen  $k$  und Unterschenkel längsachse.  $\sigma_1, \sigma_2$ : Oberschenkel längsachse.  $\mu_1, \mu_2$ : Unterschenkel längsachse.  $hKb$ : hinteres Kreuzband.  $vKb$ : vorderes Kreuzband. Der Kreuzungspunkt der Kreuzbänder stellt die jeweilige Drehachse des Kniegelenks dar. b) Verdeutlichung des geometrischen Ansatzpunktes (A) des M. semitendinosus.

Da die Polkurve im mathematischen Sinn weder eine Kreisbahn noch eine elliptische Bahn durchläuft, lassen sich die geometrischen Veränderungen nicht berechnen. Sie sind für die folgenden Erhebungen auf der Basis kernspintomografischer Schnitte des Kniegelenks anhand einer 1 : 1-Darstellung in Kniewinkelabständen von  $5^\circ$  ausgemessen und dann auf grafischem Wege auf  $1^\circ$ -Abstände interpoliert.

Zur Beseitigung der bei Benutzung des vereinfachten Modells zu erwartenden Verfälschungen wird das in Abb. 8 dargestellte präzisierte Modell verwendet. In diesem sind lediglich die Abstände, Radien und Winkel im Bereich der Hüfte ( $h, i$  und die Beckenneigungswinkel) und die Fußlänge ( $f$ ) als konstant angenommen. Für die Längen von Oberschenkel und Unterschenkel, für die Abstände ( $k$ ) der Muskelansatzpunkte von der momentanen Knieachse sowie deren Winkel ( $\alpha$ ) zur Unterschenkel längsachse sind die graphisch ermittelten Werte für jede Winkelstellung in  $1^\circ$ -Schritten berücksichtigt. Da der Ansatzbereich des M. semitendinosus nicht

punktförmig, sondern durch sein fäherartiges Sehnenende (Pes anserinus) auf eine Linie medial vom Schienbeinhöcker (Tuberositas tibiae) ausgedehnt ist, wurde der „geometrische“ Ansatzpunkt in den Kreuzpunkt des jeweiligen Sehnenverlaufs bei völlig gestrecktem Knie und bei stark gebeugtem Knie verlegt (Abb. 7 b). Die Umlenkung der Sehne bei Kniewinkelwerten größer als rund 155° wurde zwecks Vereinfachung der Berechnung nicht bogenförmig, sondern punktförmig im Ansatzpunkt (Am) des M. semimembranosus angenommen (Abb. 8). Die Definition der Führung der Enden der kinematischen Kette entspricht derjenigen des vereinfachten Modells. Als Testgrößen für den Grenzwert zwischen beugender und streckender Wirkung der ischiocruralen Muskeln im Kniegelenk gelten die Größen  $TG1 = o + b$  bzw.  $TG2 = t / \cos \alpha''$  (Abb. 8), da nach wie vor dieser Grenzwert bei einem solchen Kniewinkel auftreten muß, bei dem der Scheitelpunkt des Winkels  $\tau$  zwischen der Oberschenkelachse und dem Kraftvektor der ischiocruralen Muskeln auf die Horizontale durch den Bodenkontaktpunkt (B) fällt.



Konstante Größen (Längenangaben in % Körpergröße):

Abstand  $\overline{HH'}$  ..... h = 22  
 Radius  $\overline{H'U}$  ..... l = 24  
 Abstand SB (Sprunggelenk-Fußballen) ... f = 95

Konstante Winkel s. nebenstehende Abbildungen

Unabhängige Variable: Kniewinkel (KW)

Abhängige Variablen: Die Beträge von o, k, u und m werden grafisch bestimmt und in den folgenden Formeln in Abhängigkeit vom jeweiligen Kniewinkel eingesetzt. Die Variablen c und folgende sind für die drei untersuchten Muskeln gesondert zu berechnen.

s ( $\overline{HS}$ ) = s. Abb. 3; a = s. Abb. 3

$$t(\overline{HB}) = \sqrt{o^2 - f^2 [1 - \cos^2(90 - FW)]} + f \cdot \cos(90 - FW)$$

$$\alpha' = \arccos \frac{\frac{a^2 + t^2 - f^2}{2 \cdot a \cdot t}}; \quad \alpha'' = \alpha - \alpha'; \quad HW = 170 - \alpha''$$

$$d(\overline{KH}) = \sqrt{o^2 + h^2 - 2 \cdot o \cdot h \cdot \cos(50 + \alpha'')}$$

$$\varphi = \arccos \frac{h^2 + d^2 - o^2}{2 \cdot h \cdot d}$$

$$k(\overline{UH}) = \sqrt{i^2 - h^2 (1 - \cos^2 22)} + h \cdot \cos 22$$

$$\varphi' = \arccos \frac{i^2 + h^2 - k^2}{2 \cdot i \cdot h}$$

$$c(\overline{AH}) = \sqrt{d^2 + h^2 - 2 \cdot d \cdot h \cdot \cos(KW - \beta - \varphi)}$$

$$\xi = \arccos \frac{c}{t}; \quad m(\overline{UA}) = c \cdot \sin \xi; \quad \psi = \arccos \frac{d^2 + c^2 - h^2}{2 \cdot c \cdot d}$$

$$\tau = 360 - \varphi' - \varphi - \psi - \xi; \quad n(\overline{UU'}) = \frac{t \cdot \pi \cdot i}{180}$$

$$l(\text{Muskelänge}) = m + n$$

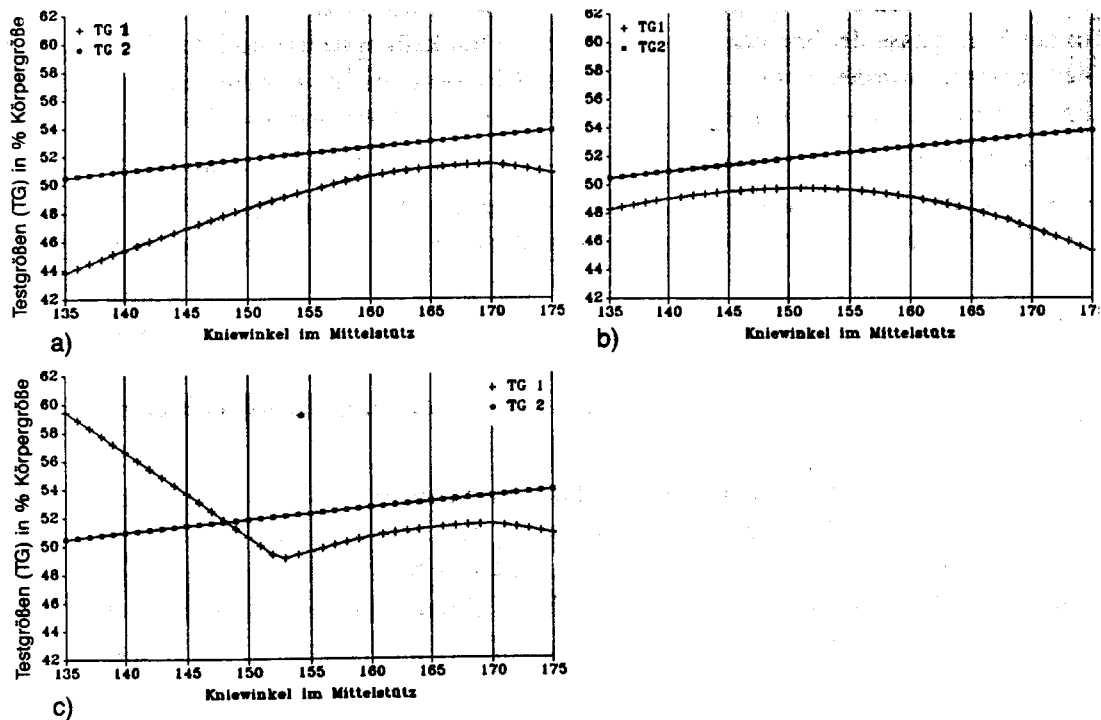
$$\gamma = 90 - \xi + \arccos \frac{c^2 + h^2 - d^2}{2 \cdot c \cdot h}$$

$$b(\overline{KT'}) = \frac{h \cdot \cos(KW - \varphi - \gamma)}{2} \cdot \cos \frac{360 - \gamma - KW + \varphi}{2}$$

Testgröße 1:  $HT' = \sigma + b$   
 Testgröße 2:  $HT = t / \cos \alpha''$

**Abb. 8:** Präzisiertes Modell zur Darstellung und Berechnung paradoxer Muskelaktionen im Augenblick des Mittelstützes beim Sprint (vergl. Abb. 3 und Abb. 7b). Die Indizes m, t, b der Variablen A, a, k und m beziehen sich auf die Muskeln M. semimembranosus, M. semitendinosus und M. biceps femoris.

Die Grafiken der Abb. 9 a bis 9 c lassen erkennen, daß der M. semimembranosus und der M. biceps femoris caput longum unter der Bedingung des Ballenkontakts senkrecht unter dem Hüftgelenk in allen untersuchten Kniewinkelstellungen des Mittelstützes kniestreckend wirken, da die Testgröße TG 1 stets kleiner ist als die Testgröße TG 2. Nur der M. semitendinosus hat bei einem Kniewinkel, der kleiner als 148° ist, eine kniebeugende Wirkung, also bei solch niedrigen Werten, die beim Mittelstütz des Sprints selten auftreten.



**Abb. 9:** Kniegelenkwirkung der ischiocruralen Muskeln im Augenblick des Mittelstützes in Abhängigkeit vom Kniewinkel (gestrecktes Knie = 180°) unter Verwendung eines präzisierten Modells. a) M. bicepsfemoris caput longum, b) M. semimembranosus, c) M. semitendinosus. Ist die Testgröße TG1 kleiner als die Testgröße TG2, so wirkt die Muskulatur kniestreckend, im anderen Fall kniebeugend.

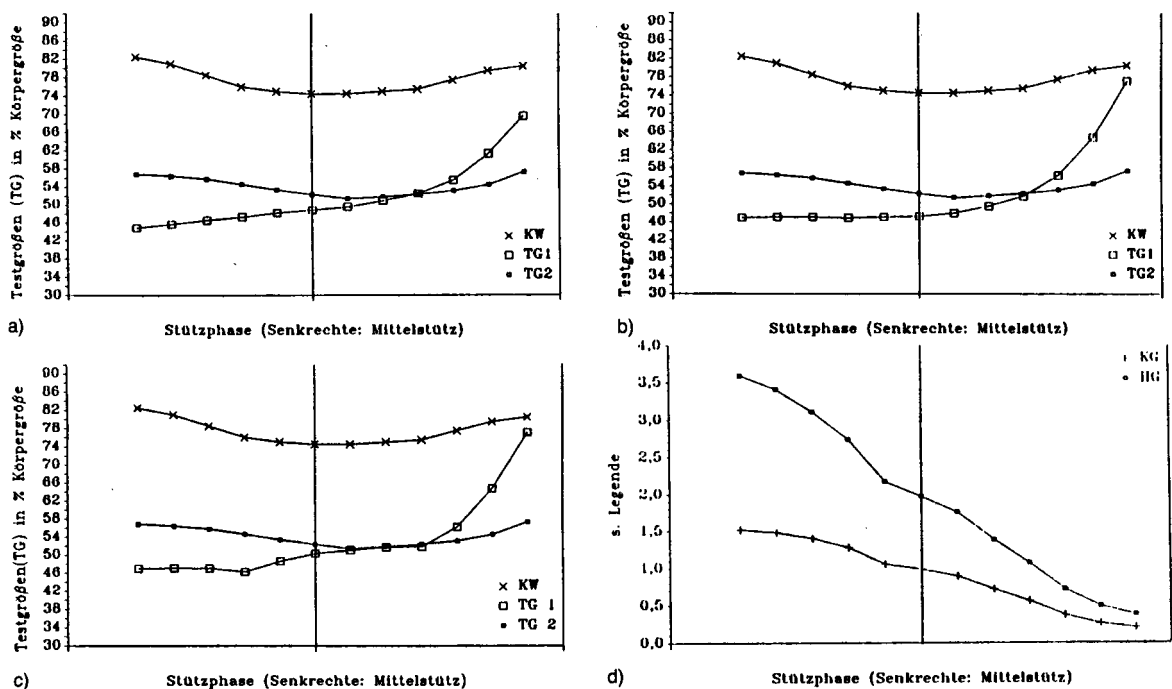
Die Differenzen der Ergebnisse der Berechnungen nach dem vereinfachten Modell (Abb. 5) und dem präzisierten Modell (Abb. 9 a-c) ergeben sich vornehmlich aus den strukturellen Gegebenheiten im Bereich des Kniegelenks (speziell bezüglich der Größen  $k$  und  $\alpha$ ; s. Abb. 7), die im vereinfachten Modell als konstant, im präzisierten Modell als variabel in Abhängigkeit vom Kniewinkel angenommen werden. Durch die Morphologie des Kniegelenks, durch die Art der Kondylenkrümmung und die damit verbundene Verschiebung der Drehachse des Kniegelenks bei Änderung des Kniewinkels wird gewährleistet, daß die Länge des Kraftarms des M. biceps femoris in den verschiedenen Kniewinkelstellungen - wenn auch auf einem mittleren Niveau - nur geringfügig variiert. Das hat eine relative Unabhängigkeit des Muskelkraftmoments von der augenblicklichen Kniewinkelstellung zur Folge, des weiteren eine

entsprechend geringe Variabilität des Winkels  $\tau$  und somit eine größere Konstanz des kniestreckenden Einflusses bei großen Kniewinkelwerten. Entsprechendes gilt für die restlichen ischiocruralen Muskeln. Zusammenfassend kann gefolgert werden:

- In der Mittelstützphase des Sprints kann von den ischiocruralen Muskeln eine „paradoxe“ kniestreckende Wirkung angenommen werden.
- Diese kniestreckende Wirkung ist an eine mit der Kontraktion der ischiocruralen Muskeln verbundene gleichzeitige hüftstreckende Wirkung gekoppelt.
- Für das Auftreten einer paradoxen Wirkung muß eine Führung der beiden Enden der kinematischen Kette des Stützbeines durch die Trägheit des Rumpfs und die Haftung des Fußes am Boden vorausgesetzt werden.
- Die zweite Voraussetzung für den kniestreckenden Einfluß der ischiocruralen Muskeln in der Stützphase des Sprints ist, daß die Oberschenkellängsachse und die Wirkungslinie der Kontraktionskraft der ischiocruralen Muskeln nicht parallel laufen, sondern kniewärts einen Winkel ( $\tau$ ) bilden, der im Mittelstütz Werte von  $4^\circ - 8^\circ$  annehmen kann.
- Bei größeren Werten von  $\tau$  sowie bei *kleineren* Abständen des Scheitelpunkts T' des Winkels  $\tau$  von der Kniegelenkachse ist die kniestreckende Wirkung *größer*. Diese Korrelation ist jedoch nicht mathematisch faßbar und differiert bei den einzelnen ischiocruralen Muskeln.
- Der Vollständigkeit halber sei darauf hingewiesen, daß die ischiocrurale Muskulatur unter entsprechenden Bedingungen auch eine paradoxe hüftbeugende Wirkung erhalten kann. Da dies für den Sprint von untergeordneter Bedeutung ist, soll es hier nicht weiter verfolgt werden.
- Bei Berücksichtigung der Geometrie des Hüft-Beckenbereichs muß gefolgert werden, daß auch die Hüftwinkelstellung die Kniewirkung der ischiocruralen Muskeln beeinflusst. Bei gebeugter Hüfte kann - während unveränderter Kniewinkelstellung - ein größerer kniestreckender Einfluß erwartet werden als bei gestrecktem und überstrecktem Hüftgelenk; denn mit Zunahme der Hüftstreckung sind eine Verkleinerung des Winkels ( $\tau$ ) zwischen der Oberschenkellängsachse und der Wirkungsrichtung der Muskelkraft sowie eine Vergrößerung des Abstands des Scheitelpunkts von  $\tau$  von der Kniegelenkachse verbunden.

Der letzte Aspekt gibt Anlaß zu der Vermutung, daß sich die kniestreckende Wirkung der ischiocruralen Muskeln im Laufe der gesamten Stützphase verringern muß. Berechnet man die in Abb. 10 mathematisch definierten Testgrößen für zwölf über die gesamte Stützphase verteilte Beinstellungen, so ergeben sich die in Abb. 10 a-c dargestellten Beziehungen. Es ist zu erkennen, daß die kniestreckende Wirkung der ischiocruralen Muskeln während der Stützphase tatsächlich abnimmt und im letzten

Teil des Hinterstützes sogar in eine kniebeugende Wirkung übergeht. Da jedoch die freisetzbaren Kontraktionskräfte und somit die Muskelkraftmomente gegen Ende des Hinterstützes durch die starke Entdehnung der ischiocruralen Muskeln stark reduziert sind (Abb. 10 d), hat diese kniebeugende Wirkung keinen wesentlichen Einfluß mehr. Dieses Ergebnis könnte die Bedeutung der Kniestreckbewegung gegen Ende des Hinterstützes für die Erzeugung der Horizontalbeschleunigung relativieren. Allerdings muß die Funktion der ischiocruralen Muskeln - das gilt generell - im Kontext der Funktion der gesamten Hüft- und Beinmuskulatur gesehen werden (WIEMANN 1989): Betrachtet man speziell den Verlauf der Wadenmuskulatur, insbesondere den des Zwillingsswadenmuskels (M. gastrocnemius), so fällt auf, daß auch hier eine Konvergenz der Unterschenkelachse und der Wirkungslinie der Muskelkraft in Richtung Kniegelenk auftritt. Diese Konvergenz steigt mit zunehmender Senkung (Plantarflexion) des Fußes. Diese Beobachtung führt zu der Annahme auch einer - paradoxen - kniestreckenden Wirkung des M. gastrocnemius im Kniegelenk, die - was unter der vorliegenden motorischen Aufgabenstellung biologisch sinnvoll wäre - den im letzten Abschnitt des Hinterstützes vorherrschenden kniebeugenden Einfluß der ischiocruralen Muskeln kompensieren könnte. Die Berechtigung dieser Vermutung soll an anderer Stelle überprüft werden.



**Abb. 10:** Kniegelenkwirkung (a-c) und Muskelkraftmomente (d) der ischiocruralen Muskeln während der gesamten Stützphase des Sprints. a) M. biceps femoris caput longum. b) M. semimembranosus. c) M. semitendinosus. KW: Kniewinkel. Ist die Testgröße TG1 kleiner als die Testgröße TG2, so wirkt die Muskulatur kniestreckend, im anderen Fall kniebeugend (Kniewinkeldimension s. Abb. 6). d) Muskelkraftmomente des Hüftgelenkes (HG) und des Kniegelenkes (KG). Dimension: Kraftarm in % Körpergröße, Kraft in % Maximalkraft.

#### **4 Entwicklungsgeschichtliche Betrachtung**

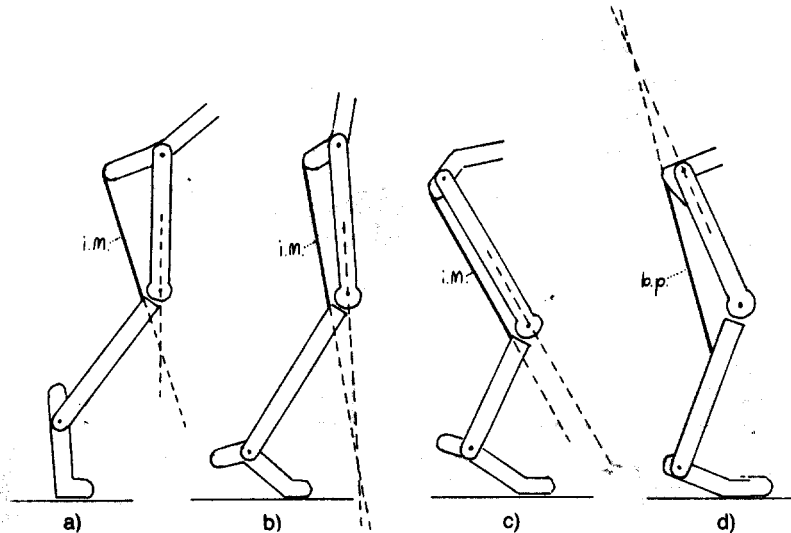
Berücksichtigt man biologische Entwicklungsprinzipien, so kann das Ergebnis der voranstehenden Betrachtung nicht überraschen. Mit den ischiocruralen Muskeln besitzt der Mensch eine Gruppe zweigelenkiger Muskeln, die in der Gesamtmasse (Länge x Querschnitt) fast den Kniestreckmuskeln (Vastusgruppe) gleichkommt. Welchen biologischen Sinn sollte es wohl haben, wenn diese Muskelgruppe bei der Alltagsmotorik in aufrechter Körperposition stets kniebeugend wirken würde, wo doch mit der Schwerkraft eine ausreichende kniebeugende Wirkung zur Verfügung steht? Für die im Laufe der aufrechten Fortbewegung anfallende Aufgabe, zu Beginn der Schwungphase den Unterschenkel des Schwungbeins durch Beugen des Kniegelenks anzuheben, würde durchaus die Kraft eines schwächeren Muskels, etwa die des kurzen Kopfes des M. biceps femoris, ausreichen. Die Notwendigkeit, für die seltenen Fälle, in denen sich für den Menschen ein Kniehang als sinn- und wertvoll erweist, eine hinreichend kräftige kniebeugende Muskulatur zur Verfügung zu haben, hat offensichtlich - und verständlicherweise - nicht einen ausreichenden Selektionsdruck für eine entsprechende phylogenetische Anpassung dargestellt.

Mit der knie- und hüftstreckenden ischiocruralen Muskulatur ist dem Menschen die Möglichkeit geben, während der gesamten Stützphase beim Lauf in horizontaler Richtung beschleunigend auf den Körper einzuwirken. Die Horizontalgeschwindigkeit nur im letzten Teil des Hinterstützes allein durch die Kniestreckmuskulatur erreichen zu müssen, wäre biologisch äußerst unzweckmäßig. Darüber hinaus ist das Prinzip, die Knie- und Hüftstreckung während des Laufs durch eine zweigelenkige Muskulatur zu erzeugen, energiesparend. Müßte diese motorische Aufgabe durch zwei eingelenkige Muskeln - je einen hüftstreckenden Muskel und einen kniestreckenden Muskel - gelöst werden, wäre dazu fast der doppelte Betrag an Energie nötig (s. STORCK 1951). Somit scheinen die Aufgaben der Oberschenkelmuskeln wie folgt verteilt: Die Kniestrecker (Mm. vasti) sind überwiegend für das Abfangen der Gewichtskräfte, also für die Erzeugung eher vertikal gerichteter Kräfte, verantwortlich, während die ischiocruralen Muskeln vornehmlich an der Erzeugung der horizontalen Beschleunigung im Zuge der Lokomotion beteiligt sind. Diese Überlegungen können durch Befunde der vergleichenden Morphologie gestützt werden (s. Abb. 11).

#### **5 Konsequenzen für den Sprint**

Als wesentliche Schlußfolgerung aus der vorstehenden Betrachtung muß den ischiocruralen Muskeln eine bedeutende Beteiligung an der Erzeugung der Sprintgeschwindigkeit beigemessen werden, da sie in weiten Bereichen der Stützphase sowohl hüft- als auch kniestreckend wirken. Darüber hinaus ist anzunehmen, daß die Leistungsfähigkeit im Sprint mit der Fähigkeit steigen muß, die

Vorderstütz- und die Mittelstützphase zur Erzeugung der Sprintgeschwindigkeit zu nutzen. Man ist fast geneigt anzunehmen, daß diese Phasen von einer größeren leistungsbestimmenden Relevanz sind als die Phase des Hinterstützes - zumindest als ihr letztes Drittel.



**Abb. 11:** Verlauf der ischiocruralen Muskeln (schematisiert) bei schnellaufenden Vierfüßern (a: *Panthera sec.*), beim Menschen (b), bei langsam kletternden Vierfüßern (c: *Avahilaniger*) und bei Vierfüßern mit an Vorder- und Hinterbeinen hängender Lebensweise (d.- *Choloepus didactylus*). Gemäß der Fähigkeit zur Erzeugung großer horizontaler Geschwindigkeit läßt sich bezüglich des Winkels zwischen der Wirkungsrichtung der ischiocruralen Muskeln und der Oberschenkellängsachse eine absteigende Reihe bilden, wobei in d) der Winkel jenseits des Hüftgelenks auftritt, ein Hinweis, daß hier die Schwerkraft kniestreckend wirkt und paradoxe hüftbeugende Wirkungen der ischiocruralen Muskeln erwartet werden können. i. M: ischiocrurale Muskeln. Bp: *M. biventer* und *M. pubofibulare*. a) und c) vereinfacht nach KUMMER 1959. d) schematisiert nach Abbildungen bei LUCAE 1885 und MENDEL 1981).

Da die paradoxe kniestreckende Wirkung der ischiocruralen Muskeln mit größeren Kniewinkeln steigt, sollte die Stützphase mit relativ gestreckten Kniegelenken realisiert werden. Exakte Optimalwerte sind durch entsprechende Untersuchungen sowie durch Erfahrungen in der Trainingspraxis zu liefern (s. dazu auch WASER 1985). Die kniestreckende Wirkung der ischiocruralen Muskeln ist - vor allem in der Phase des Hinterstützes - bei stärker vorgekipptem Becken größer. Welche Relevanz diese Feststellung für die Sprinttechnik hat, muß ebenfalls noch ermittelt werden. Zumindest kann hier darauf hingewiesen werden, daß sowohl mit großen Kniewinkeln als auch mit einem vorgekippten Becken der Dehnungsgrad der ischiocruralen Muskeln und - verbunden damit - die lieferbare Kontraktionskraft steigen.

Im Hinblick auf ein Krafttraining für den Sprint muß hier erneut die Forderung erhoben werden, die ischiocruralen Muskeln (aber auch die Wadenmuskulatur) bei der

Entwicklung der für den Sprint erforderlichen muskulären Balance gebührend zu berücksichtigen (WIEMANN 1986 und 1989).

Ein letzter Aspekt, der sich aus der vorstehenden Betrachtung ergibt, richtet sich auf die für den Sprint günstigen morphologischen Einflußgrößen. Da die paradoxe kniestreckende Wirkung der hier zur Debatte stehenden Muskeln von dem Grad der Konvergenz von Oberschenkel-Längsachse und Kraftwirkungslinie abhängig ist, kann bei Athleten mit einem größeren relativen Hüftgelenk-Sitzbein-Abstand eine höhere Leistungsfähigkeit erwartet werden; denn unter dieser Bedingung vergrößern sich einerseits die - paradoxe - kniestreckende Wirkung der Muskeln in der Stützphase und andererseits auch das hüftstreckende Muskelkraftmoment. Gleiches kann vom Sprunggelenk-Fersenbein-Abstand im Hinblick auf die Wadenmuskulatur vermutet werden. Darüber hinaus sollte es mit Hilfe der vorn entwickelten mathematischen Beziehungen unter Berücksichtigung der individuellen morphologischen Daten möglich sein, die optimale Realisation der Stützphase des jeweiligen Athleten zu bestimmend

### **Literatur**

- ANDREWS, J. G.: A general method for determining the functional role of a muscle. In: Journal of Biomechanical Engineering 107 (1985), 348-353.
- ANDREWS, J. G.: The functional roles of the hamstrings and quadriceps during cycling. Lombard's paradox revisited. In: Journal of Biomechanics 20 (1987) 6, 565-575.
- BOBER, T./SIEMIENSKI, A.: Factors influencing the utilisation of the elastic energy of muscles in sprinting. Biomechanics in Sport. Mechanical Engineers Publications, London 1988, 117-121.
- BÖRNER, M./HUBER, H./MATTHECK, C.: Die Kreuzbänder als wesentlicher Steuermechanismus der Kinematik des Kniegelenkes. In: Zeitschrift für Orthopädie 125 (1988), 617-624.
- CARLSÖO, S./MOLBECH, S.: The functions of certain two-joint muscles in a closed muscular chain. In: Acta Morphologica Neerlandico-Scandinavica 6 (1966), 377-386.
- DONSKOI, D. D.: Biomechanik der Körperübungen. Berlin 1961.
- FISCHER, K.: Zur geführten Wirkung der mehrgelenkigen Muskeln. In: Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte 83 (1927), 752-770.
- GREGOR, R. J./CAVANAGH, P. R./LA FORTUNE, M.: Knee flexor moments during propulsion in cycling - a creative solution to Lombard's paradox. In: Journal of Biomechanics 18 (1985) 5, 307-316.
- HUSON, A.: Biomechanische Probleme des Kniegelenkes. In: Orthopädie 3 (1974), 119-126.
- KUMMER, B.: Bauprinzipien des Säugerskeletts. Stuttgart 1959.
- LOMBARD, W. P.: The action of two-joint muscles. In: Am. phys. Educ. Rev. 8 (1903), 141-145.
- LUCAS, J. C. G.: Statik und Mechanik der Quadrupeden an dem Skelett und den Muskeln des Lemur und Choloepus. Abhandl. Senckenberg. Naturf. Ges. Frankfurt 13 (1884), 1-92.
- MANN, R. A./MORGAN, G. T./DAUGHERTY, S. E.: Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running and sprinting. In: The American journal of Sports Medicine 14 (1986) 6, 501-510.



- MENDEL, E C.: Foot of two-toed sloths: Its anatomy and potential uses relative to size of support. In: Journal of Morphology 170 (1981), 357-372.
- MENSCHIK, A.: Mechanik des Kniegelenkes. 1. Teil. In: Zeitschrift für Orthopädie 112 (1975), 481-495.
- MERO, A./KOMI, P. V.: Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from submaximal to supramaximal. In: Medicine and Science in Sports und Exercise 19 (1987) 3, 266-274.
- MOLBECH, S.: On the paradoxical effect of some two-joint muscles. In: Acta Morphologica Neerlando-Scandinavica 6 (1965), 171-178.
- MÜLLFR, W.: Das Knie. Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie. Berlin u. a. 1982.
- SIMONSEN, E. B./THOMSEN, L./KLAUSEN, K.: Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. In: European Journal of Applied Physiology 54 (1985), 524-532.
- STORCK, H.: Die Anwendung der Statik auf den menschlichen Bewegungsapparat. In: Beilageheft zur Zeitschrift für Orthopädie. Bd. 81. Stuttgart 1951.
- WASER, J.: Zum Techniktraining beim Laufen. In: Leistungssport 15 (1985), 34-38.
- WIEMANN, K.: Die Muskelaktivität beim Laufen. In: Leistungssport 16 (1986) 4, 27-31.
- WIEMANN, K.: Die ischiocruralen Muskeln beim Sprint. In: Die Lehre der Leichtathletik, Teil 1: 27 (1989), 783-786; Teil 2: 28, 816-818.