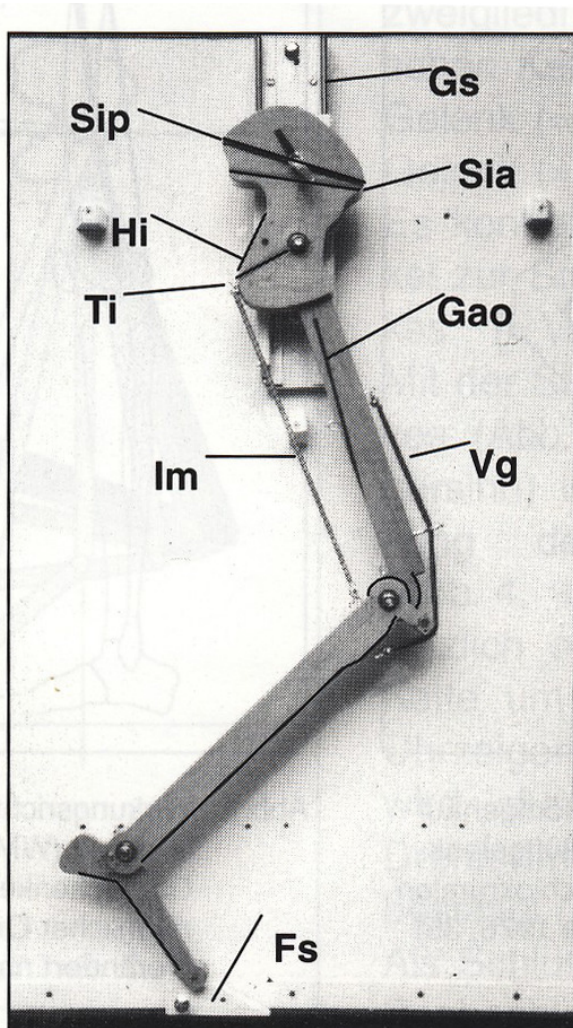


KLAUS WIEMANN

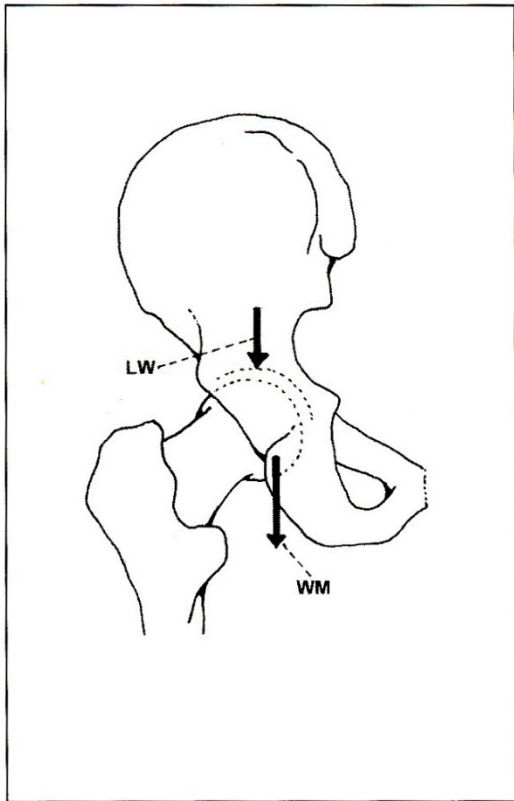
## Modell zur Verdeutlichung der Funktion ein- und zweigelenkiger Muskeln

Die Einteilung der Skelettmuskeln in Beuger und Strecker, Adduktoren und Abduktoren, Rotatoren und a.m. resultiert aus der isolierten Betrachtung der Wirkungsweise der betreffenden Muskeln, bezogen auf die vom Muskel direkt beeinflussten Gelenke. Selbst wenn man synergisierende hintereinandergeschaltete Muskelgruppen zu Muskelschlingen zusammenfasst, werden - sofern man die Wirkungsweise der Muskelschlinge als einfache Addition der Funktion der in ihr enthaltenen Einzelmuskeln beschreibt - keine wesentlich weiterführende Erkenntnisse möglich sein. Erst dann, wenn in die funktionellen Studien das Wechselspiel innerer und äußerer Kräfte, die Situation benachbarter Gelenke und die Bedingungen der kinematischen Kette mit einbezogen werden, lassen sich unter Umständen überraschende, teilweise sogar zum traditionellen Verständnis paradoxe Wirkungsweisen erkennen.

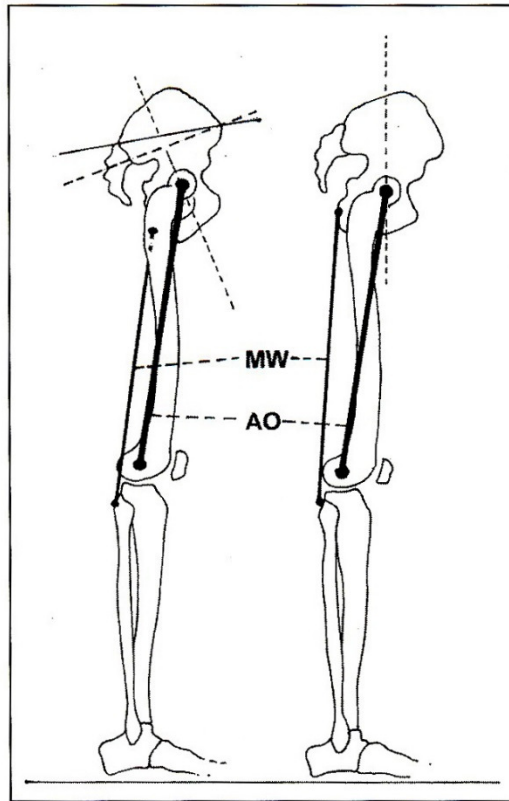


**Abb. 1:** Modell der unteren Gliedmaße zur Verdeutlichung der Funktion ein- und zweigelenkiger Muskeln. Fs: Fußstütz Gao: Gliedmaßenachse des Oberschenkels. Gs: Becken-Gleitschiene, in senkrechter Position, um 90° schwenkbar. Hi: Hebelarm der ischiokruralen Muskeln im Hüftgelenk. Im: Ischiokrurale Muskeln. Sia: Vorderer oberer Darmbeinstachel. Sip: Hinterer oberer Darmbeinstachel (Die Ebene durch Sia und Sip sollte beim Stehen mit der Horizontalebene einen Winkel von 10° bzw. - wie hier im Falle der „Sprintvorlage“ - einen Winkel von 20° bilden). Ti: Sitzbeinhöcker. Vg: Vastusgruppe.

Um dies erfahrbar und verständlich zu machen, können mechanisch-materiale Modelle dienen. Das hier vorgestellte Modell (Abb. 1) wurde entwickelt, um die Wirkungsweise der ischiokruralen Muskeln in der Stützphase des Sprintlaufes zu überprüfen und zu demonstrieren. Nach entsprechender baulicher Veränderung konnte es zusätzlich genutzt werden, um generell die Funktion ein- und zweigelenkiger Muskeln sichtbar zu machen. Zusätzlich wurde ein Computermodell zur Berechnung und grafischen Darstellung der Drehmomente der Beinmuskeln entwickelt. Bei diesen Arbeiten waren die bei Modellierungen üblichen Probleme bzgl. Reduktion, Dimensionierung und Materialauswahl zu lösen. Dazu sollen an dieser Stelle nur wenige Beispiele angesprochen werden:



**Abb. 2:** Hüftgelenk von hinten nach Röntgenaufnahme. LW: Lastwirkung im Hüftgelenk. WM: Wirkungsrichtung der ischiokruralen Muskeln (verändert n. JANKER 1976, 35)



**Abb. 3:** Wirkungsrichtung der ischiokruralen Muskeln (MW) und Gliedmaßenachse des Oberschenkels (AO) bei unterschiedlicher räumlicher Orientierung des Beckens (verändert nach TITTEL 1990, 272)

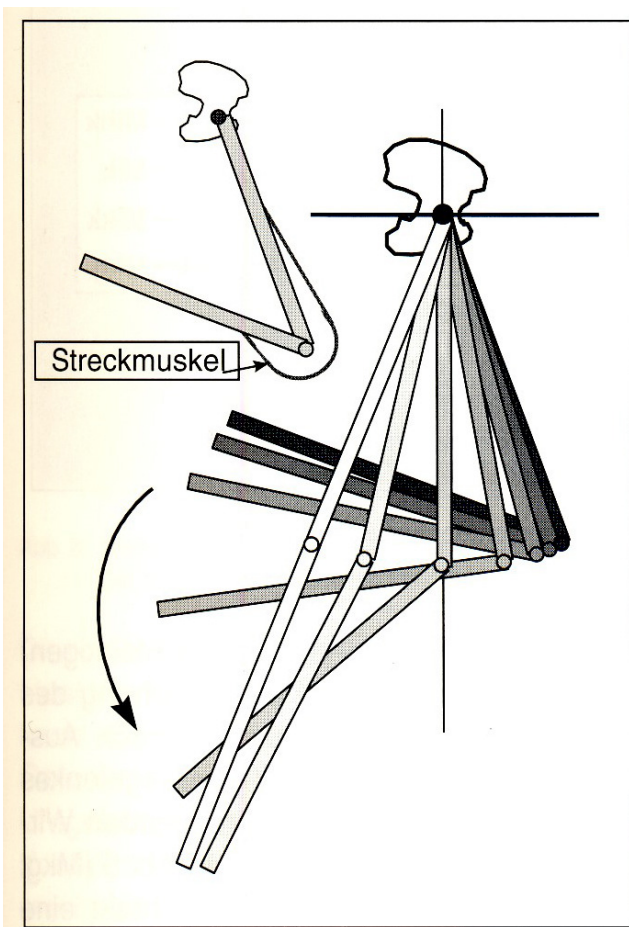
- - In Bezug auf die Reduktion war zu entscheiden, ob sich das Hüftgelenk (= dreiachsiges Kugelgelenk) auf ein einachsiges Gelenk reduzieren ließ, ohne die Funktion der ischiokruralen Muskeln zu verfälschen. Im Hinblick auf die Beschränkung der Untersuchungen auf Beuge- und Streckbewegungen im Hüftgelenk (= Bewegungen in der vertikalen Sagittalebene) sowie durch die Zuordnung von Lastwirkung im Hüftgelenk und Wirkungsrichtung der ischiokruralen Muskeln (Abb. 2) konnte dies als gerechtfertigt erscheinen.

- - Im Hinblick auf die Dimensionierung war u.a. die korrekte Stellung des Beckens im aufrechten Stand zu berücksichtigen. Die Konsequenzen unterschiedlicher Orientierung des Beckens auf die geometrische Zuordnung der Oberschenkel-Längsachse zur Wirkungsrichtung der ischiokruralen Muskeln und - verbunden damit - auf die paradoxe Wirkung der ischiokruralen Muskeln im Kniegelenk (WIEMANN 1991) verdeutlicht Abb. 3.

- Die materialen Eigenschaften der als Muskeln verwendeten Expandergummis (s. Abb. 1) lassen nur eine Aussage über die Wirkungsrichtung (Gelenkwirkung) der untersuchten Muskeln zu, nicht über den Beschleunigungsverlauf und die Kraftabstimmung untereinander.

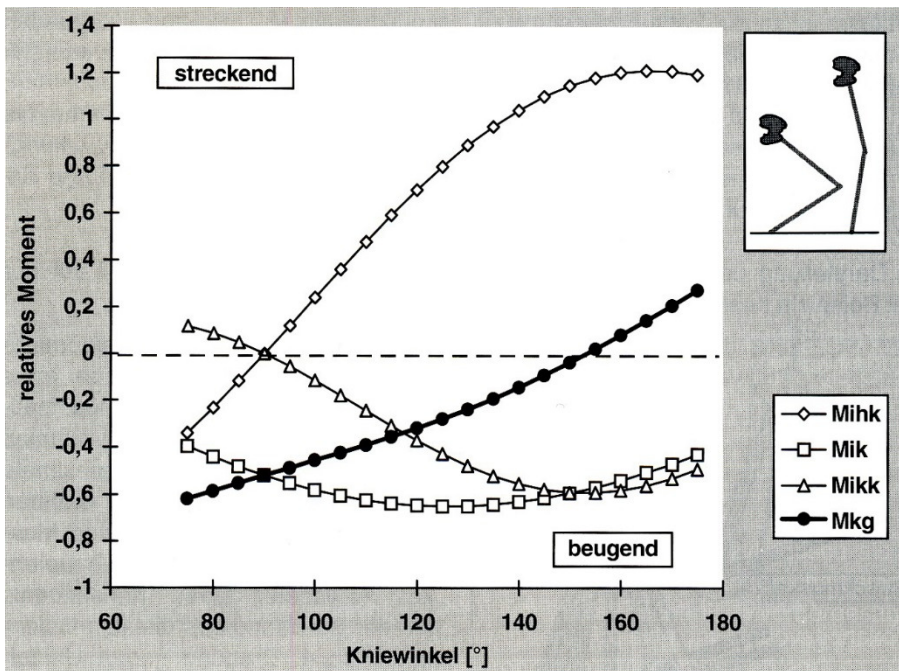
Die Darstellung der Wirkung ein- und zweigelenkiger Muskeln wird hier auf nur zwei Beispiele beschränkt:

1. Ausgangsposition: Die Gliedmaße befindet sich in der Situation einer zweigliedrigen distal offenen kinematischen Kette bei gewinkelttem distalen Gelenk (= Kniegelenk). Das proximale Gelenk (= Hüftgelenk) ist frei drehbar. Es kontrahiert der eingelenkige Muskel zur Streckung des distalen Gelenkes (= Vastusgruppe). Konsequenz: Mit der Streckung des distalen Gelenkes (Abb. 4, Drehung gegen Uhrzeigersinn) ist zwangsläufig eine Streckung des proximalen Gelenkes (Abb. 4, im Uhrzeigersinn) und zusätzlich eine Drehung der gesamten Kette um das proximale Gelenk (im Uhrzeigersinn) zu beobachten. Dies wird durch eine Berechnung der Drehmomente im Computermodell bestätigt (Abb. 4).



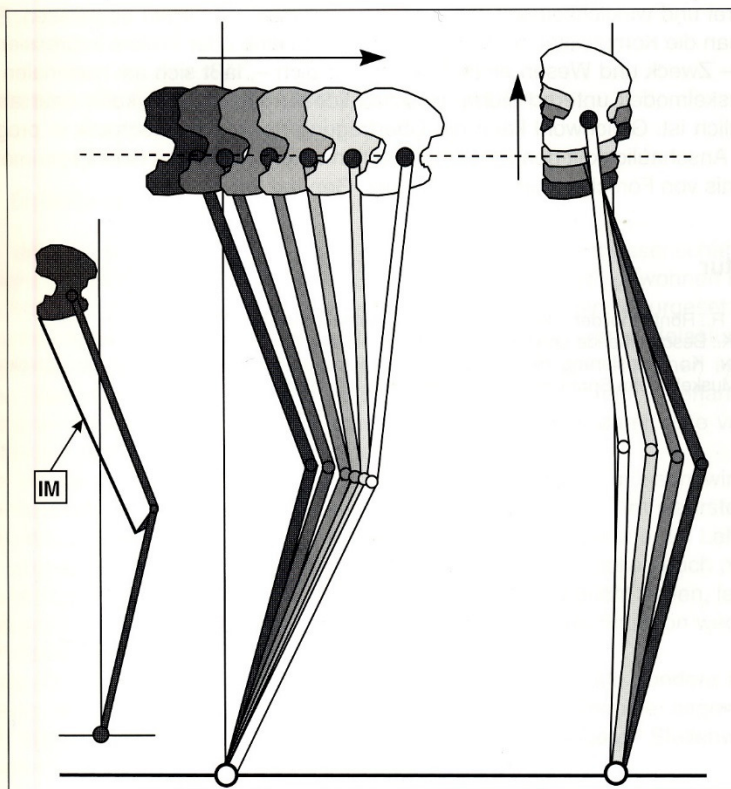
**Abb. 4:** Verhalten einer zweigliedrigen offenen kinematischen Kette bei Kontraktion des eingelenkigen Streckmuskels des distalen Gelenkes, hier: Vastusgruppe. Darstellung der Gelenkwinkeländerungen nach

Als Schlussfolgerung kann aus dieser Beobachtung abgeleitet werden, dass in einer mehrgliedrigen kinematischen Kette die isolierte Kontraktion eines eingelenkigen Muskels stets auch Winkeländerungen in benachbarten Gelenken mit sich bringt bzw. dass beim freien Bein die eingelenkigen Kniestreckmuskeln eine isolierte Kniestreckung (= ausschließliche Drehung des Unterschenkels um das Kniegelenk) nur unter Mithilfe weiterer Muskeln (Hüftbeugemuskeln) durchführen können, die das Hüftgelenk fixieren und auf diese Weise eine reaktive Drehung des Beines im Hüftgelenk unterbinden.



**Abb. 5:** Kniebeugende bzw. kniestreckende Wirkung der Kontraktion der ischiokruralen Muskeln. Mkg: Nettomoment.

2. Befindet sich das Bein im Stütz, wird eine Kontraktion der (zweigelenkigen) ischiokruralen Muskeln gemäß Berechnung der Drehmomente eine Drehung des Systems um den Fußpunkt (Hüfte bewegt sich nach ventral) und je nach Ausgangswinkel des Kniegelenkes eine Beugung oder Streckung des Kniegelenkes bewirken. Den Übergang von einer kniebeugenden zu einer kniestreckenden Wirkung der ischiokruralen Muskeln in Abhängigkeit vom Kniewinkel zeigt Abb. 5 (Mkg: Nettokniemoment). Da das entwickelte mechanische Modell bei Fußkontakt eine Bewegung des Beckens entweder nur in vertikaler oder nur in horizontaler Richtung zulässt, kann die berechnete Wirkung der ischiokruralen Muskeln am mechanischen Modell nur in getrennten Tests demonstriert werden (Abb. 6).



**Abb. 6:** Verhalten des stützenden Beines durch Kontraktion der ischiokruralen Muskeln (IM) bei horizontaler Führung des Beckens (links) bzw. bei vertikaler Führung

Diese Beobachtungen lassen deutlich werden, dass die Funktion zweigelenkiger Muskeln nicht bloß als eine Summe derjenigen Wirkungen verstanden werden kann, die sich aus einer isolierten Betrachtung des Einflusses auf die betroffenen Gelenke ergeben würde. Statt dessen ist unter Berücksichtigung der mechanischen Umgebung zu berechnen, welche Momente in den beteiligten Gelenken und an den Kontaktstellen zu beteiligten äußeren Systemen zu erwarten sind. Dabei kann ein mechanisches Modell zur Kontrolle und Evaluation wertvolle Hinweise geben.

Im Hinblick auf Lehrdemonstrationen haben mechanische Modell gegenüber den heute allseits beliebten Computeranimationen den Vorteil, dass sie, wie der Skelett-Muskelapparat des Menschen, den mechanischen Gesetzen unterliegen und dass sich der Studierende auf dem Wege über den visuellen und taktilen Sinn von der mechanischen Wirkung direkt überzeugen kann, ohne den Verdacht von virtueller Zauberei und wirklichkeitsentstellender Programmierung hegen zu müssen. Reduziert man die Komplexität der Wirklichkeit auf das eine oder andere interessierende Detail – Zweck und Wesen eines Modells zugleich –, lässt sich am materialen Skelett-Muskelmodell unterscheiden, was funktionell möglich sein kann oder absolut unmöglich ist. Gleichwohl kann die Übertragung der realen Mechanik in programmierte Anschaulichkeit den Erkenntnisgewinn unterstützen und dem Experimentierbedürfnis von Forschern und Studierenden Genüge tun.

## **Literatur**

JANKER, R.: Röntgenbilder. Atlas der normierten Aufnahmen. Berlin 91976

TITTEL, K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Stuttgart 111990

WIEMANN, K.: Präzisierung des LOMBARDschen Paradoxons in der Funktion der ischiokruralen Muskeln beim Sprint. In: Sportwissenschaft 21 (1991), 413-428