
Analyse der Gelenkmomente der Beinstreckerkette zur Bestimmung leistungslimitierender Faktoren

V. Wank, A. Friedrichs, R. Blickhan (Projektleiter)

Universität Jena

Institut für Sportwissenschaften

VF 0407/06/02/98

1 Problem

Bewegungsabläufe im Sport sind vom Zusammenwirken der Komponenten von Mehrgelenksystemen geprägt, wobei nicht von allen beteiligten Gelenken in jeder Konstellation adäquate Gelenkmomente aufgebracht werden können. In der Regel erweist sich ein Gelenk als leistungslimitierender Faktor. Mit Hilfe eines speziellen Beinstrecker-Testgerätes kann in Zusammenhang mit einer nachgeschalteten dynamischen Analyse der Testbewegung die Leistungsfähigkeit der einzelnen Gelenke der Beinstreckerkette (oberes Sprunggelenk, Knie und Hüftgelenk) analysiert werden. Somit lassen sich Defizite in den Gelenkmoment-Gelenkwinkel-Kennlinien der entsprechenden Versuchspersonen offenlegen. Auf der Grundlage dieser Faktoren, die die resultierende Gesamtkraft (Streckkraft) beeinflussen, können individuelle Trainingsschwerpunkte zur gezielten Entwicklung schwächerer Muskelgruppen erarbeitet werden.

2 Methode

Der Messplatz zur Analyse der Beinstrecker ist so aufgebaut, dass der Proband beim dynamischen Testmodus durch Beinstreckung ein Gewicht (Last) auf einer geneigten Ebene nach oben beschleunigt. Dabei werden die Lastschlittenposition sowie die vertikalen und horizontalen Reaktionskräfte bezüglich der Schlittenebene getrennt für beide Beine gemessen. Der Messplatz zur Analyse der Beinstrecker wurde so gestaltet, dass eine breite Palette an experimentellen Vorhaben mit unterschiedlicher Zielstellung abgesichert werden kann. So kann bei variabler Ausgangsposition (unterschiedliche Fuß-, Knie- bzw. Hüftwinkel) der Widerstand mittels Lasten- oder Neigungsvariation (Schlittenebene) frei wählbar eingestellt werden. Es lassen sich konzentrische, exzentrische, reaktive und isometrische Beinstreckungen analysieren.

Durch die gewählte Anordnung ist es möglich, extrem kleine Bewegungswiderstände zur Verfügung zu stellen, um somit Bereiche maximaler Bewegungsgeschwindigkeit analysieren zu können. Die gewählte Konstruktion (Abb.1) erwies sich gegenüber anderen Lösun-

gen aus der Literatur als vorteilhaft (vgl. z.B. CAMACHO et al., 1969, KRAM et al., 1997; KOMI et al., 1987).

Kernstück der Beinpresse ist eine 5m lange Schlittenbahn, die in einem Bereich von 0-45° zur Horizontalen geneigt werden kann. Die Schlittenbahn und das Grundgerüst der Anlage sind aus Leichtmetall-Profilen mit hoher Biege- und Torsionssteifigkeit. Zur Vermeidung von Dämpfungseffekten, wurden Sitzfläche und Sitzlehne aus Holz gebaut und mit Hartschaumstoff versehen, so dass die Hüftverschiebung des Probanden bei hohen Reaktionskräften (zu Lasten des „Versuchskomforts“) minimiert werden konnte.

Für die hier untersuchten Fragen wurde eine Versuchsreihe mit zehn männlichen Probanden (25.5 ± 1.2 Jahre, Körpergewicht: 78.0 ± 8.3 kg, Größe: 1.82 ± 0.05 m) aufgenommen. Das Versuchsprogramm umfasste nach einer Erwärmungsroutine jeweils drei Versuche mit Lasten von 24 kg, Körpergewicht und doppeltem Körpergewicht unter konzentrischen und reaktiven Bedingungen bei einer Schlittenneigung von 20°, wobei der Anfahrweg bei den reaktiven Kontraktionen 2.0 m betrug. Neben den beschriebenen Messungen der Reaktionskräfte und der Schlittenposition wurden die Oberflächenaktivitäten (EMG) von acht Beinmuskeln sowie die Kinematik der Beinstreckung mittels 2D-Highspeed-Videosystem (Camsys, 500 Hz) vermessen.

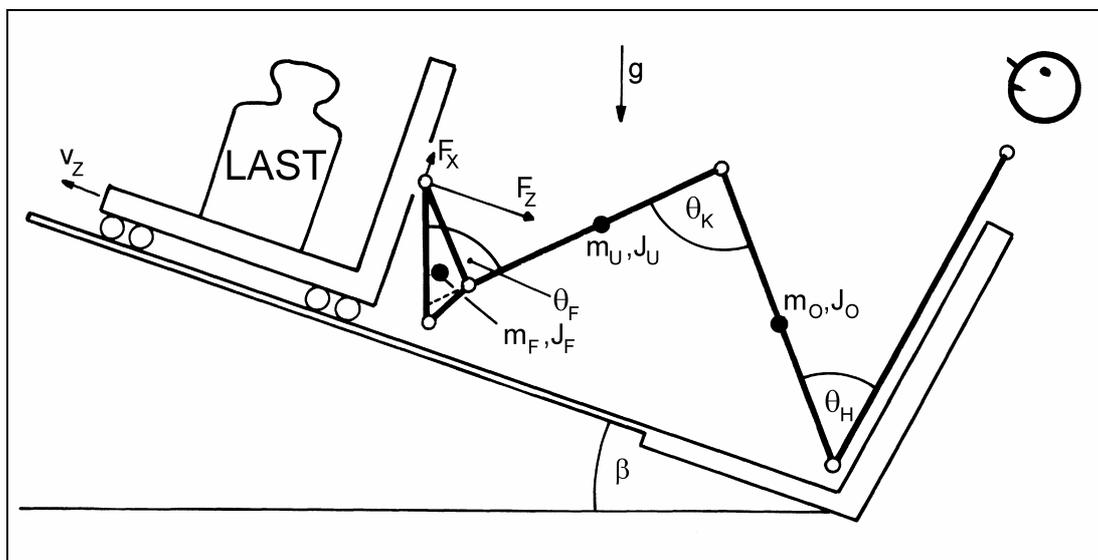


Abb.1: Segmentmodell und Parameter zur Berechnung der Gelenkmomente

Obwohl sich die Gelenkmomente aus der Kraft- und Momentenbilanz der einzelnen Segmente der Gliederkette der Beinstrecker ohne Integration der Bewegungsgleichungen hochrechnen lassen, haben wir uns dazu entschlossen, die Rechnung mit Hilfe eines Mehrkörperdynamik-Simulationsprogramms durchzuführen. Das hat perspektivisch den Vorteil, dass Erweiterungen wie Segmentverbiegungen, Verschiebungen der

Gelenkdrehzentren oder interne Massenverschiebungen (z.B. Schwabbelmassen) relativ schnell in das Grundmodell eingebaut werden können. Für die Modellierung der Gliederkette Fuß-Unterschenkel-Oberschenkel, die an ihren Enden in Wechselwirkung mit dem Fundament (am Oberschenkel) bzw. mit der Last (am Fuß) treten, verwendeten wir die Mehrkörperdynamik-Simulationssoftware ADAMS (Mechanical Dynamics Inc.). Für die Integration der Bewegungsgleichungen wurde das Tool GSTIFF eingesetzt, das speziell für numerische Lösungen steifer Differentialgleichungen erstellt wurde. Der Integrator arbeitete auf der Basis eines modifizierten Newton-Raphson-Algorithmus.

3 Ergebnisse und Diskussion

Eingangsdaten für die Modellierung waren die Längen, Massen und Massenschwerpunktkoordinaten der paarigen Beinsegmente, die Anfangsgelenkwinkel und Anfangswinkelgeschwindigkeiten in den Beingelenken, der Zeitverlauf der Winkelbeschleunigung für alle drei Gelenke sowie der Bodenreaktionskraft-Vektor an der Fußplatte des Lastschlittens. Für die Berechnung der Kräfte bzw. Momente, die aus der Erdschwerkraftwirkung resultieren, war zusätzlich der Neigungswinkel der Schlittenbahn erforderlich.

Nachfolgend sind die Ergebnisse der online-Messung (Abb.2, links), die Winkel-Zeit-Verläufe aus der Videomessung (Abb.2, rechts) und die berechneten Momente der drei Beingelenke für eine konzentrische Kontraktion dargestellt.

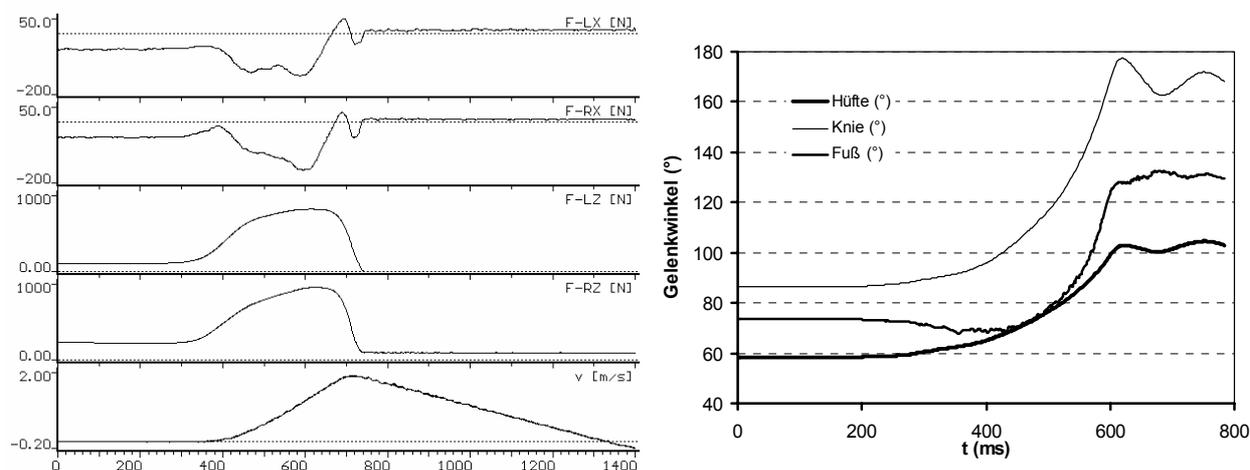


Abb.2: Reaktionskräfte an den Füßen und Geschwindigkeit des Lastschlittens (links) sowie die Winkel-Zeit-Verläufe bei einer konzentrischen Kontraktion (154kg Last)

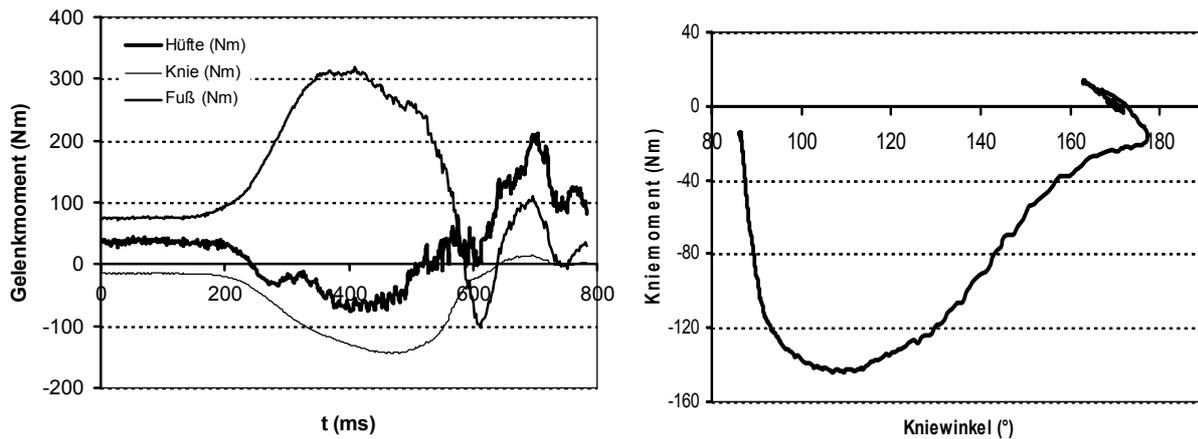


Abb.3: Berechnete Gelenkmoment-Zeit-Verläufe und Darstellung des Kniemoment-Kniewinkel-Verlaufes eines Probanden (konzentrische Kontraktion, 154kg Last)

Während die Verläufe der Gelenkwinkel von der Zeitstruktur bei allen Probanden ähnlich waren, zeigten die Gelenkmomentverläufe deutliche Unterschiede zwischen den Probanden. Allerdings waren die Kennlinien des selben Probanden bei gleicher Kontraktionsbedingung aber unterschiedlichen Lasten tendenziell vergleichbar – sie repräsentierten gewissermaßen die „Handschrift“ der Beinstreckerkette. Zwischen den Probanden gab es erhebliche Unterschiede. Diese betrafen sowohl die Amplituden der Gelenkmomente als auch ihren Zeitverlauf. Anhand der Gelenkmoment-Zeit-Verläufe ließ sich ablesen, in welcher Phase der Bewegung von den einzelnen Gelenken Beiträge kommen und (unter Berücksichtigung der Segmentwinkelposition) in welcher Situation das eine oder andere Gelenk nachgibt und dadurch zum Streckkraftlimitierenden Faktor wird. Um die Gelenkmomente in Zusammenhang mit der Segmentbewegung zu veranschaulichen, haben sich Parameterdarstellungen der Momente einzelner Gelenke in Abhängigkeit vom Gelenkwinkel bewährt.

4 Literatur

- CAMACHO, A.; PRICE, W.; WALTHER, K; ROBERTSON, W.: Man's capability for self-locomotion on the moon – phase II – bungee simulator evaluation. *Nasa Contractor Report CR-66768 (1969), 1-55*
- KRAM, R.; DOMINGO, A.; ERRIS, D.P.: Effects on reduced gravity on the preferred walkrun transition speed. *J. Exp. Biol. 200 (1997), 821-826*
- KOMI, P.V.; KANEKO, M.; AURA, O.: EMG activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *Int. J. Sports Med. 8 (1987), 22-29*