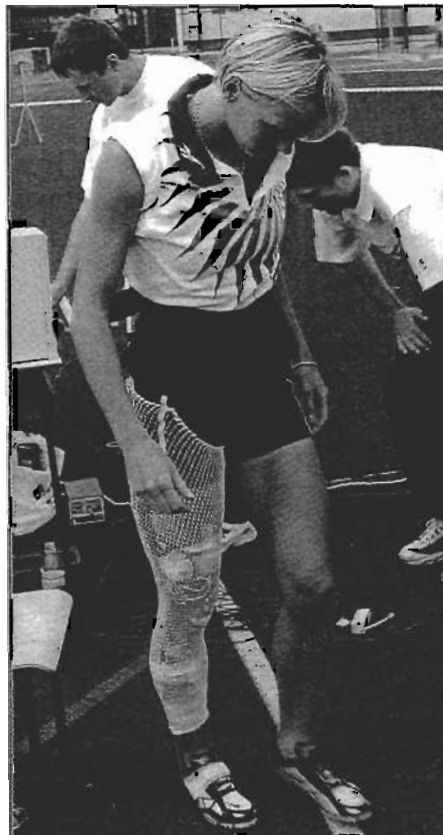


MILAN ČOH/DRAGAN MILANOVIĆ/ALEŠ DOLENEC

Biomechanische Merkmale des Sprintschritts von Sprinterinnen der Spitzenklasse

► Mit Hilfe moderner Forschungstechnologien wird nach neuen Wegen gesucht, die Leistungsgrenzen im Sprint weiter nach oben zu verschieben. Im Mittelpunkt steht hierbei die Maximierung der Laufgeschwindigkeit, die von einer ökonomischen Lauftechnik abhängt. Erfolgreiches Techniktraining setzt die Kenntnis biomechanischer Merkmale des optimalen Laufschritts voraus. Während für den Sprint der Männer entsprechende Kenngrößen vorliegen, weist der Sprint der Frauen große Defizite auf. Das Hauptziel dieses Beitrags ist die Bestimmung jener kinematischen, kinetischen und elektromyographischen Merkmale des Sprintschritts, durch die sich Spitzensprinterinnen während der Phase ihrer maximalen Laufgeschwindigkeit auszeichnen. Vier Sprinterinnen der slowenischen Nationalmannschaft absolvierten nach fliegendem Start eine Distanz von 20 m. Neben der Maximalgeschwindigkeit wurden neun kinetische Merkmale der Kontaktphase beim Sprintschritt ermittelt, mit einem APAS-System die kinematischen Parameter ausgewertet und mittels einer 8-Kanal-telemetrischen Elektromyographie die elektromyographische Aktivität ausgewählter Muskeln während der maximalen Geschwindigkeit bestimmt. Unsere Ergebnisse weisen darauf hin, daß u.a. folgende Merkmale für das Erreichen maximaler Laufgeschwindigkeiten bedeutsam sind: die Dauer der Kontaktphase, die Dauer der Bremsphase, der minimale Brems- und der maximale Beschleunigungsimpuls, die maximale "Greifgeschwindigkeit" des Fußes nach hinten. Als praktische Folgerung ist abzuleiten, daß sich der Trainingsprozeß vorwiegend auf die Entwicklung der Schnell- und Reaktivkraft (Sicherung einer kurzen Kontaktphase) und die Perfektionierung der Technik der Beimbewegung (Sicherung einer hohen Greifgeschwindigkeit) orientieren sollte. Der M. tibialis anterior ist der wichtigste Muskel für die Optimierung der Kontaktphase, der M. biceps femoris für die Gestaltung effektiver und ökonomischer Laufschr.



Eine der Versuchspersonen dieser Studie war Brigita Bukovec, die Silbermedaillengewinnerin über 100 m Hürden bei den Olympischen Spielen von Atlanta

1. Einleitung

Das Ergebnis im Sprint wird durch eine Vielzahl biomechanischer Faktoren bestimmt. Untersuchungen (CAVAGNA u.a. 1971; HOSTER 1978; MANN/SPRAGUE 1980; MANN u.a. 1986; MERO/KOMI 1987; MORAVEC u.a. 1988; COPPENOLLE u.a. 1989; BRÜGGEMANN/GLAD 1990; MERO u.a. 1992; TIDOW/WIEMANN 1994) zeigen, daß die folgenden Faktoren die wichtigsten sind: die Startreaktionszeit, die Technik, die elektromyographische Aktivität (EMG) der Muskulatur, die Krafterzeugung, neurale Faktoren, die Muskelstruktur sowie einige externe Faktoren wie z.B. der Laufuntergrund, die Schuhe und die Wetterbedingungen. Die Effizienz der Sprintgeschwindigkeit hängt vom optimalen Zusammenspiel folgender vier Phasen ab: Startphase, Beschleunigungsphase,

Phase der maximalen (konstanten) Geschwindigkeit und Phase der nachlassenden Geschwindigkeit. Zweifellos ist die maximale Geschwindigkeit einer der wichtigsten Faktoren im Sprint. Sie wird definiert durch das Produkt aus Schrittlänge und Schrittfrequenz. Zwischen Schrittlänge und Schrittfrequenz besteht eine wechselseitige Abhängigkeit, wobei beide Parameter von morphologischen Merkmalen, der Dauer der Kontaktphase sowie der Krafterzeugung während der Brems- und Vortriebsphase abhängen (LUHTANEN/KOMI 1980). Die elektromyographische Aktivität (EMG) der Beinmuskeln ist neben der Krafterzeugung ebenfalls wichtig für die Sprintökonomie. Eine allgemeine Regel besagt, daß die elektromyographische Aktivierung der unteren Extremitäten mit der Laufgeschwindigkeit zunimmt. Dies trifft besonders auf die EMG-Aktivierung vor und während der Bremsphase in der Kontaktphase zu (SIMONSEN u.a. 1985).

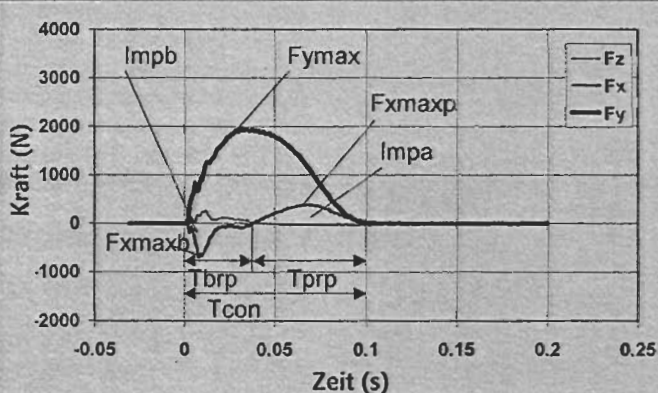
In der vorliegenden Untersuchung sollen die kinematischen und kinetischen Merkmale des Sprintschritts und die elektromyographischen Parameter der Muskelaktivierung, die bei Sprinterinnen der Spitzenklasse für das Erreichen der maximalen Geschwindigkeit verantwortlich sind, herausgearbeitet werden. Ein weiteres Ziel besteht darin, unter Berücksichtigung vorliegender Untersuchungen festzustellen, ob zwischen Sprintern und Sprinterinnen biomechanische Unterschiede bestehen.

2. Die Messung von kinematischen, kinetischen und EMG-Variablen

Am Experiment nahmen vier Spitzensprinterinnen der slowenischen Nationalmannschaft teil. Das Durchschnittsalter der Versuchspersonen betrug $24,7 \pm 4,1$ Jahre, die Durchschnittskörpergröße $1,66 \pm 0,04$ m, das Durchschnittsgewicht $57,2 \pm 2,5$ kg, das Durchschnittsergebnis über 100 m $11,53 \pm 0,22$ s und das Bestergebnis über 100 m 11,30 s. Die Messungen wurden in einem Leichtathletikstadion auf einer Tartanbahn vorgenommen. Jede Sprinterin absolvierte zwei Läufe mit maximaler Geschwindigkeit über eine Strecke von 45 m. Zwischen den Läufen wurde eine Pause von 8 bis 10 min eingelegt. Die bessere Zeit wurde gewertet. Die Athletinnen liefen mit Spikes. Die dynamischen Parameter des Sprintschritts wurden mit einer KISTLER-Kraftmeßplatte 9287, die mit einer Tartanoberfläche versehen und auf gleicher Höhe mit der Bahn installiert

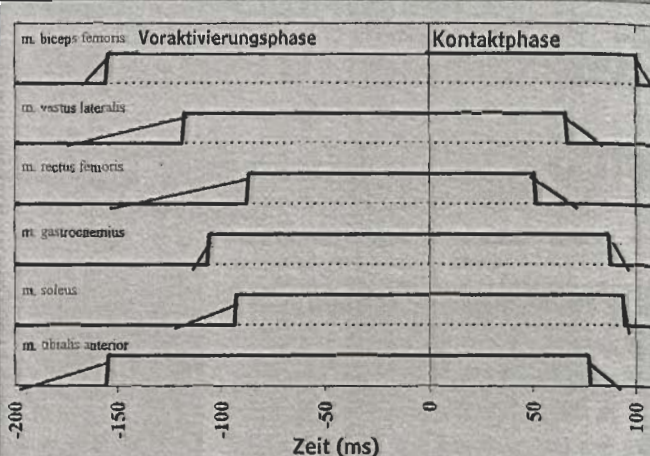
Eingegangen: 1.4.1999

Abb. 1 Kraft-Zeit-Kurven in der Kontaktphase



Fz – Kraft in lateraler Richtung; Fx – Kraft in horizontaler Richtung; Fy – Kraft in vertikaler Richtung; Tcon – Kontaktzeit; Tbrp – Bremszeit; Tprp – Vortriebszeit; Fxmaxb – maximale Kraft in horizontaler Richtung (Bremsphase); Fxmaxp – maximale Kraft in horizontaler Richtung (Vortriebsphase); Fymax – maximale Kraft in vertikaler Richtung; Fzmax – maximale Kraft in lateraler Richtung; Impb – Kraftimpuls in der Bremsphase; Impa – Kraftimpuls in der Vortriebsphase

Abb. 2 EMG vor und während der Kontaktphase



EMG vor und während der Kontaktphase des Sprintschritts

war, aufgezeichnet. Die Kräfte wurden während der Kontaktphase des Sprintschritts bei maximaler Geschwindigkeit in drei Richtun-

gen auf der Kraftmeßplatte aufgezeichnet: in der horizontalen X-Richtung, in der lateralen Z-Richtung und in der vertikalen Y-Richtung. Die

Aufnahmefrequenz betrug 2000 Hz. Zur Bestimmung der kinematischen Parameter benutzten wir das ARIEL-Videosystem (Ariel Dy-

Tab. 1 Kinematische und kinetische Parameter des Sprintschritts

Variable	BA	BB	HA	PS	M	SD
Maximalgeschwindigkeit (m/s)	9,090	8,810	8,700	8,890	8,873	0,143
Schrittlänge (m)	1,910	1,970	2,010	2,050	1,985	0,052
Schrittfrequenz (Hz)	4,68	4,23	4,21	4,20	4,33	0,20
Winkel des Beinaufsatzes in der Bremsphase (Grad)	74,0	71,4	76,4	76,7	74,6	2,1
Abstoßwinkel (Grad)	60,0	66,9	66,5	69,8	65,8	3,5
Horizontale Projektion des KSP in der Bremsphase (m)	0,24	0,30	0,22	0,21	0,24	0,03
Horizontale Projektion des KSP in der Vortriebsphase (m)	0,49	0,41	0,42	0,49	0,45	0,03
Horizontale Geschwindigkeit des KSP in der Bremsphase (m/s)	9,06	8,91	7,91	8,89	8,69	0,45
Horizontale Geschwindigkeit des KSP in der Vortriebsphase (m/s)	9,24	8,94	8,13	8,91	8,80	0,41
Geschwindigkeit des Schwingbeins in der Bremsphase (m/s)	14,54	14,38	13,59	13,89	14,10	0,38
Geschwindigkeit des Schwingbeins in der Vortriebsphase (m/s)	18,54	19,05	17,93	18,76	18,57	0,41
Greifgeschwindigkeit des Fußes (m/s)	5,60	6,24	5,51	4,44	5,44	0,64
Winkelgeschwindigkeit des Oberschenkels in der Vortriebsphase (Grad/s)	545,0	493,9	497,8	528,2	516,2	21,2
Kontaktphase (ms)	99	108	102	95	101	5
Flugphase (ms)	130	135	145	140	137	5
Bremsphase (ms)	39	45	39	37	40	3
Vortriebsphase (ms)	60	63	63	58	61	2
Maximale Kraft in der X-Horizontalrichtung – Vortriebsphase (N)	388	391	451	417	411	29
Maximale Kraft in der X-Horizontalrichtung – Bremsphase (N)	-693	-681	-681	-971	-756	143
Maximale Kraft in der Y-Vertikalrichtung (N)	1791	1938	1812	2157	1924	145
Maximale Kraft in der Z-Lateralrichtung (N)	236	205	286	210	234	32
Kraftimpuls in der Bremsphase (Ns)	-7,480	-9,160	-10,700	-10,210	-9,373	1,237
Kraftimpuls in der Vortriebsphase (Ns)	14,038	15,250	16,700	15,930	15,480	0,978

Anmerkung: BA, BB, HA, PS – Versuchspersonen; M – Mittelwert; SD – Standardabweichung

namics Inc., USA) für die dreidimensionale kinematische Analyse. Der Doppel-Sprintschrift wurde in der Phase des Überlaufens der Kraftmeßplatte mit zwei synchronisierten JVC TK-1281 EG SVHS-Videokameras mit einer Frequenz von 50 Hz aufgezeichnet. Die Geschwindigkeit der Sprinterinnen wurde mit zwei auf einer Strecke von 20 m platzierten Photozellpaaren (AMES-Meßsystem) gemessen. Das erste Paar war 10 m vor und das zweite Paar 10 m nach dem Mittelpunkt der Kraftmeßplatte platziert.

Die Analyse der gemessenen Kräfte erfolgte mit dem MATLAB-Paket (Mathworks Inc., USA). Berechnet wurden: die Dauer des Fußkontakts auf der Kraftmeßplatte (Tcon); die Bremszeit (Tbrp); die Vortriebszeit (Tprp) in horizontaler X-Richtung; die maximale Kraft (Fmax) in allen drei Richtungen X, Y und Z; der Kraftimpuls in der Bremsphase (Impb) und in der Vortriebsphase (Impa) – Abb. 1. Im Rahmen des kinematischen Analyseprozesses digitalisierten wir ein aus 15 Segmenten bestehendes Körpermodell. Die Segmente stellen Körperteile dar, die mit Gelenken als Punkte verbunden sind. Die Massen und Schwerpunkte der Segmente und der gemeinsame Schwerpunkt wurden gemäß dem anthropometrischen Modell (DEMPSTER 1955) berechnet.

Die Kontrolle der Muskelaktivierung während des Laufs erfolgte mittels Elektromyographie. Zur Aufzeichnung der EMG-Signale wurde der achtkanalige telemetrische Elektromyograph BIOTEL 88 – Glonner verwendet. Die Messungen der elektrischen Muskelaktivierung wurden an den Muskeln des rechten Beins vorgenommen: M. soleus (SOL), M. gastrocnemius (GAS), M. tibialis anterior (TA), M. vastus lateralis (VL), M. rectus femoris (RF) und M. biceps femoris (BF). Bipolare Silber-Silber-Chlorid-(AG-AgCl) Elektroden mit einem Durchmesser von 0,9 cm (Hellige) wurden verwendet. Sie wurden entlang des Muskels platziert, wobei die Distanz zwischen den Elektroden 2,5 cm betrug. Beim M. gastrocnemius wurden die Elektroden in der Mitte des mittleren Kopfes angebracht; beim M. soleus auf der lateralen Seite etwa 4,0 cm unter dem lateralen Kopf des M. gastrocnemius; beim M. tibialis mitten auf dem Muskel; beim M. vastus lateralis auf der lateralen Seite des Oberschenkels etwa 15 cm über der Patella; beim M. rectus femoris etwa 2,0 cm über dem distalen Muskelansatz; beim M. biceps femoris 15 cm über dem Epicondylus lateralis-Punkt. Die Basis-EMG-Signale wurden mittels eines hochdurchlässigen Digitalfilters mit einer Grenzfrequenz von 20 Hz gefiltert. Auf diese Weise wurden die aufgrund der Verschiebung der Basislinie erzeugten Interferenzen beseitigt. Das EMG wurde als Durchschnitt von vier Schritten berechnet. Die elektrische Aktivierung der Muskeln wurde auf einer Strecke von 30 m gemessen. Aufgrund der anspruchsvollen Datenanalyse wurde nur die elektrische Aktivierung der Muskeln in der Kontaktphase des rechten Beins untersucht. Es wurde das Intervall analysiert, das 200 ms vor dem Touchdown begann und 110 ms nach dem Touchdown endete (Abb. 2). Das Intervall wurde dann in die Voraktivierungsphase, die 200



Versuchsaufbau zur Messung der Reaktionskräfte und der elektromyographischen Aktivität beim Sprint

ms vor dem Touchdown begann und bis zum Touchdown andauerte, und die Kontaktphase, die beim Touchdown begann und 110 ms dauerte, unterteilt.

3. Kinematische und kinetische Merkmale des Sprintschrifts

Die Ergebnisse in Tab. 1 zeigen die grundlegenden Charakteristika der kinematischen und kinetischen Variablen unter Bedingungen der maximalen Sprintgeschwindigkeit. Die maximale Sprintgeschwindigkeit der Versuchspersonen betrug $8,87 \pm 0,14$ m/s mit einer durchschnittlichen Schrittlänge von $1,98 \pm 0,05$ m, einer durchschnittlichen Schrittfrequenz von $4,33 \pm 0,20$ Hz, einer durchschnittlichen Dauer der Kontaktphase von $101 \pm 0,05$ ms und einer durchschnittlichen Dauer der Flugphase von $137 \pm 5,59$ ms. Das Verhältnis zwischen der Brems- und der Vortriebsphase, das die Kontaktphase definiert, ist sehr wichtig für eine ökonomische Sprinttechnik. Die Bremsphase dauert $40 \pm 0,03$ ms und die Vortriebsphase $61 \pm 0,02$ ms. In der Bremsphase entwickeln die Sprinterinnen eine durchschnittliche Horizontalkraft von -756 ± 143 N, während der Wert in der Vortriebsphase 411 ± 29 N beträgt. Die Größe des Kraftimpulses in der Brems- und Vortriebsphase ist ein wichtiges Kriterium für eine ökonomische Sprinttechnik. Sprinterinnen erreichen einen durchschnittlichen Kraftimpuls in der Bremsphase von $-9,37 \pm 1,23$ Ns und $15,25 \pm 1,34$ Ns in der Vortriebsphase. Dies bedeutet, daß die Erzeugung des Kraftimpulses in der Vortriebsphase 1,6 mal größer ist als in der Bremsphase. Neben der maximalen Kraft in Horizontalrichtung ist auch die maximale Kräfteerzeugung in der Vertikalrichtung wichtig. Sie beträgt bei unserer Sprinterinnen-Stichprobe im Durchschnitt $1924 \pm 145,5$ N, was etwa das 3,4fache ihres Körpergewichts ausmacht. Die mediolaterale Kraft (Z) weist relativ niedrige Werte auf, im Durchschnitt $234 \pm 32,1$ N.

Die Dynamik der Kräfte in der Kontaktphase verursacht eine Veränderung der Horizontalgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts. Zu Beginn der Bremsphase, zum Zeitpunkt des Touchdowns (durchschnittlicher Wert des Platzierungswinkels $74,6 \pm 2,1$ Grad) beträgt die Horizontalgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts $8,69 \pm 0,46$ m/s. Der Abfall der Geschwindigkeit in der Bremsphase beträgt daher $0,12$ m/s. Der primäre Grund für die Reduzierung der Geschwindigkeit ist die horizontale Distanz zwischen dem ersten Punkt des Touchdowns und dem Körperschwerpunkt zum Zeitpunkt des Touchdowns. Diese Distanz beträgt bei unseren Sprinterinnen im Durchschnitt $0,24 \pm 0,03$ m. Dies ist einer der kritischsten Faktoren der Schrittstruktur, denn eine größere Distanz bedeutet einen größeren Horizontalgeschwindigkeitsverlust der Sprinterin. Die Horizontalgeschwindigkeit des Schwungbeinfußes hat erheblichen Einfluß auf die Größe der Horizontalgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts der Sprinterin während der Kontaktphase. Der Durchschnittswert dieses Parameters beträgt bei den Sprinterinnen in der Bremsphase $14,10 \pm 0,38$ m/s und in der Vortriebsphase $18,57 \pm 0,41$ m/s. Die Horizontalgeschwindigkeit des Fußes nimmt daher während der Kontaktphase um 37,1 Prozent zu (Abb. 3). In einigen früheren Untersuchungen (MANN/SPRAGUE 1980; MERO/KOMI 1987; MERO u.a.) wurde herausgearbeitet, daß die Ausführung der Kontaktphase (Abb. 1) für das Erreichen der maximalen Sprintgeschwindigkeit von wesentlicher Bedeutung ist. Die Kontaktphase sollte so kurz wie möglich sein, während die vom Sprinter in der Vortriebsphase erzeugte Horizontalkraft so groß wie möglich sein sollte. Die Sprinterinnen in unserer Stichprobe weisen eine durchschnittliche Dauer der Kontaktphase von 101 ms auf. Die Kontaktzeiten von Spitzensprintern mit Maximalgeschwindigkeiten zwischen 10,20 und 11,60 m/s betragen zwischen 85 und 95 ms (BRÜGGEMANN/GLAD 1990). Die Sportlerin BA, die die höchste Maximalgeschwindigkeit von 9,09 m/s im Experiment entwickelte, zeigt auch die kürzeste Kontaktphase von 99 ms.

Tab. 2 EMG-Parameter des Sprintschritts

Variable	BA	BB	HA	PS	M	SD
EMG-Aktivität des M. tibialis anterior PP (ms)	-200	-118	-98	-200	-154	46,5
EMG-Aktivität des M. soleus PP (ms)	-40	-94	-127	-92	-88	31,1
EMG-Aktivität des M. gastrocnemius medialis PP (ms)	-108	-102	-118	-97	-106	7,8
EMG-Aktivität des M. rectus femoris PP (ms)	-200	-45	-46	-49	-85	68,4
EMG-Aktivität des M. vastus lateralis PP (ms)	-200	-160	-49	-58	-117	64,9
EMG-Aktivität des M. biceps femoris PP (ms)	-153	-155	-177	-154	-160	10,0
EMG-Aktivität des M. tibialis anterior CP (ms)	50	85	85	84	76	15,0
EMG-Aktivität des M. soleus CP (ms)	95	98	95	90	95	2,9
EMG-Aktivität des M. gastrocnemius medialis CP (ms)	75	98	88	89	88	8,2
EMG-Aktivität des M. rectus femoris CP (ms)	85	36	45	27	48	22,2
EMG-Aktivität des M. vastus lateralis CP (ms)	64	42	54	98	64	20,0
EMG-Aktivität des M. biceps femoris CP (ms)	102	96	87	107	98	7,4

Anmerkung: BA, BB, HA, PS – Versuchspersonen; M – Mittelwert; SD – Standardabweichung

Voraktivität muß von den höheren Zentren des Zentralnervensystems vorprogrammiert und stimuliert werden. Die Konsequenz einer hohen Voraktivierung ist eine „Stiffness“ in den Muskeln, wodurch sie in die Lage versetzt werden, der Bodenreaktionskraft während der vorderen Kontaktphase einen effizienten Widerstand entgegenzusetzen zu können.

Für eine ökonomische Vorwärtsbewegung im Sprint spielt der Parameter der Bewegungsgeschwindigkeit des Schwingbeins eine bedeutende Rolle (ITO 1992; TIDOW/WIEMANN 1994; LEHMANN/VOSS 1998). Für das Erreichen eines effizienten Sprintschritts ist es wichtig, eine hohe Horizontalgeschwindigkeit des Schwingbeinfußes in der Kontaktphase sowie eine höchstmögliche „Greif“-Geschwindigkeit des Fußes in der vorderen Kontaktphase sicherzustellen. Das Schwingbein (Oberschenkel-Unterschenkel-Fuß) ist das einzige Segment in der Bremsphase, daß eine Vortriebskraft in Vorwärtsrichtung erzeugt. Die durchschnittliche horizontale Geschwindigkeit des Fußes einer Sprinterin in der Bremsphase betrug in unserem Experiment $14,10 \pm 0,38$ m/s und nahm in der Vortriebsphase um durchschnittlich 4,47 m/s zu. Die schnellste Sprinterin BA erreichte in der Bremsphase mit 14,54 m/s die höchste Horizontalgeschwindigkeit des Schwingbeinfußes. Die Sportlerin PS, die das zweitbeste Ergebnis im Kriterium der maximalen Sprintgeschwindigkeit erreichte, zeigte mit 4,87 m/s die größte absolute Zunahme der Horizontalgeschwindigkeit des Schwingbeinfußes in der Kontaktphase (Abb. 3). Wir können daher feststellen, daß in der Vortriebsphase die Horizontalgeschwindigkeit des Fußes bei Sprinterinnen 2,11mal größer ist als die Horizontalgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts. Der Parameter Horizontalgeschwindigkeit des Fußes (LEHMANN/VOSS 1998) unterstreicht die Wichtigkeit der Schwingbeinfunktion, die wesentlich zum Abstoßimpuls in Horizontalrichtung in der Kontaktphase beiträgt.

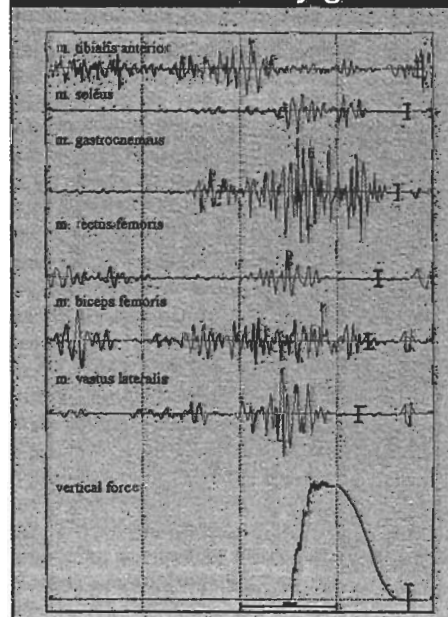
Eines der Schlüsselprobleme der Biomechanik des Sprints besteht in der Sicherstellung der ökonomischsten Phase des vorderen Kontakts,

so daß der Verlust an Horizontalgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts so gering wie möglich ist. Dies ist durch eine hohe Greifgeschwindigkeit des Fußes nach hinten unter den Körperschwerpunkt möglich (LEHMANN/VOSS 1998). In der vorderen Kontaktphase beträgt die durchschnittliche Greifgeschwindigkeit unmittelbar vor dem Kontakt bei Sprinterinnen $5,45 \pm 0,65$ m/s. Die Sportlerin BA, die das beste Ergebnis in der maximalen Sprintgeschwindigkeit erreichte, weist unmittelbar vor dem vorderen Kontakt die zweit schnellste Greifgeschwindigkeit auf: 5,60 m/s. Unsere Gruppe von Sprinterinnen erreichte eine durchschnittliche Greifgeschwindigkeit des Fußes von 4,46 m/s bei einer maximalen Geschwindigkeit von 8,01 m/s. Eine hohe Greifgeschwindigkeit wird

durch den Parameter Rückschwunggeschwindigkeit sichergestellt, die weitestgehend von den ischiocruralen Muskeln erzeugt wird (TIDOW/WIEMANN 1994). Bei männlichen Sprintern besteht eine hohe positive Korrelation ($r=0,78$) zwischen der Geschwindigkeit der Hüftstreckung in der Kontaktphase und der maximalen Sprintgeschwindigkeit (ITO 1992). Spitzensprinter erreichen eine Rückschwung-Winkelgeschwindigkeit von bis zu 800 Grad/s. Auf der Grundlage der Ergebnisse unserer Untersuchung ist eine allgemeine Tendenz erkennbar, daß Sportlerinnen, die bessere Ergebnisse der maximalen Sprintgeschwindigkeit erreichen, auch eine höhere Rückschwunggeschwindigkeit aufweisen.

4. Elektromyographische Merkmale des Sprintschritts

Die Koordination der elektrischen Muskelaktivierung ist für die Erklärung der kinematischen und kinetischen Merkmale des Sprintschritts sehr wichtig (Tab. 2). Die elektrische Muskelaktivierung beginnt sogar schon vor dem Bodenkontakt. Einige Muskeln sorgen für den Vorschwung des Beins, während einige andere sich auf den Kontakt des Fußes mit dem Boden vorbereiten (Abb. 5). Die erste Phase der Schwingbeinbewegung läuft ohne elektrische Aktivierung der Muskeln der Oberschenkelrückseite, des M. gluteus maximus und des M. gastrocnemius, ab (SIMONSEN u.a. 1985). Es ist daher möglich zu schlußfolgern, daß dieser Teil des Schwungs von äußeren Faktoren verursacht wird, z.B. durch die Bodenreaktionskraft im Moment des Abstoßes. Die elektrische Aktivität der oben erwähnten Muskeln beginnt etwa 210 ms vor der Kontaktphase, was zu der Schlußfolgerung führt, daß diese Muskeln mehr am Abbremsen des Schwingbeins am Ende des Schwungs als am aktiven Vorwärtzug des Schwingbeins beteiligt sind. In unserer Untersuchung kontrollierten wir lediglich den M. gastrocnemius und den M. biceps femoris. Die elektrische Aktivität des M. biceps femoris begann durchschnittlich 160 ms, die des

Abb. 5 Roh-Elektromyogramme


Dargestellt sind die Roh-Elektromyogramme ausgewählter Muskeln während des Schritts einer Versuchsperson (BB) zusammen mit der Bodenreaktionskraft

M. gastrocnemius 106 ms vor der Kontaktphase.

Die Versuchspersonen unterschieden sich hinsichtlich der Aktivität des M. rectus femoris. Der M. rectus femoris war bei einer Versuchsperson im Verlauf der gesamten Voraktivierungsphase aktiv, bei den übrigen drei Versuchspersonen war er nur in zwei Intervallen aktiv. Bei den letztgenannten Versuchspersonen endete das erste Intervall durchschnittlich 135 ms vor der Kontaktphase, während das zweite Intervall 49 ms vor der Kontaktphase begann. Ähnliche Zeitintervalle der elektrischen Aktivierung des M. rectus femoris wurden auch von SIMONSEN u.a. (1985) gemessen. Die Aktivität des M. vastus lateralis war überraschend: Bei einer Versuchsperson entsprach sie der von SIMONSEN u.a. (1985) beschriebenen, während die elektrische Aktivierung bei zwei Versuchspersonen nur 53 ms und bei einer Versuchsperson 165 ms vor der Kontaktphase begann. Im Sprint beginnt die elektrische Aktivierung der Unterschenkelmuskeln 120 bis 180 ms vor dem Kontakt des Fußes mit dem Boden (DIETZ u.a. 1979). Bei unseren Versuchspersonen begann die elektrische Aktivierung des M. tibialis im Durchschnitt 154 ms vor Beginn der Kontaktphase. Die Modulation der Muskeln M. soleus und M. gastrocnemius ist unterschiedlich. Die elektrische Aktivierung des M. soleus begann im Durchschnitt 88 ms vor Beginn der Kontaktphase und die des M. gastrocnemius durchschnittlich 106 ms vor Beginn der Kontaktphase. Diese beiden Zeiten sind kürzer als die von anderen Autoren angegebenen (DIETZ u.a. 1979; SIMONSEN u.a. 1985), aber immer noch länger als die elektromechanische Verzögerung, für die sie eine Dauer zwischen 20 und 100 ms angeben (KOMI 1984). Es ist also noch ausreichend Zeit, um die Stiffness des Muskels auf ein angemessenes Niveau zu steigern.

Die Muskeln müssen nämlich im Moment des Touchdowns eine ausreichende Stiffness aufweisen. Die Muskel-Stiffness kann über die elektrische Aktivierung der Muskeln gesteuert werden. Die antagonistischen Muskeln können in der Flugphase des Schrittes äußere Kräfte ersetzen. Auf diese Weise ist es möglich, mit Hilfe einer Koaktivierung des M. tibialis als Antagonist und des M. soleus sowie des M. gastrocnemius als Agonisten eine größere elektrische Aktivierung dieser Muskeln zu erreichen. In unserer Untersuchung war die Messung der elektrischen Aktivierung und konsequenterweise auch der in der Kontaktphase entwickelten elektrischen Reflexaktivierung der Muskeln nicht möglich. Diese elektrische Reflexaktivierung der Muskeln steigert die elektrische Aktivierung der Muskeln signifikant, ihre mechanische Effizienz kommt innerhalb der Kontaktphase ins Spiel (DIETZ u.a. 1979). In der Kontaktphase wurde eine unerwartete elektrische Aktivierung des M. tibialis gemessen. Es trifft zu, daß die elektrische Aktivität dieses Muskels deutlich geringer war als vor Beginn der Kontaktphase. Es wäre jedoch logisch, wenn der M. tibialis während der Kontaktphase nicht aktiv wäre. Der M. tibialis wirkt in der Kontaktphase als Antagonist und trägt

weder zu einer besseren Amortisation noch zu einer größeren Beschleunigung bei. Andere Autoren (SIMONSEN u.a. 1985) behaupten, daß der M. tibialis in der Kontaktphase keine elektrische Aktivierung zeigt.

Die Ergebnisse der elektrischen Aktivierung der Muskeln zeigen, daß die elektrische Muskelaktivität vor dem Abdruck, d.h. noch vor Ende der Kontaktphase, aufhört. Entsprechende Ergebnisse wurden von SIMONSEN u.a. (1985) für den Sprint und von BRANDELL (1969) für langsames Laufen erhoben. Diese Autoren vermuten, daß die Mechanik der Verzögerung der Grund dafür ist, daß die elektrische Aktivierung der Muskeln vor Ende der Kontaktphase endet. Die mechanische Verzögerung ist auf die Entspannungszeit der Muskeln zurückzuführen. Der M. adductor pollicis hat eine Halbentspannungszeit von $47,3 \pm 4,9$ ms und benötigt etwa 200 ms für seine völlige Entspannung. Bei unseren Versuchspersonen endete die elektrische Aktivität der Muskeln kurz vor dem Abdruck vom Boden. In der Kontaktphase war der M. biceps femoris am längsten aktiviert, und seine elektrische Aktivität dauerte durchschnittlich 101 ms nach dem Touchdown an. Der M. biceps femoris ist einer der wichtigsten Muskeln für den Sprint, was auch in dieser Untersuchung bestätigt wurde.

5. Fazit

Auf der Basis der Ergebnisse dieser Untersuchung können wir behaupten, daß die maximale Geschwindigkeit bei Sprinterinnen der Spitzenklasse vor allem durch kinetische, kinematische und elektromyographisch-biomechanische Parameter des Sprintschritts bedingt ist. Die Ausführung der Kontaktphase ist der die Sprintgeschwindigkeit entscheidend beeinflussende Faktor. Die Kontaktphase sollte so kurz wie möglich sein und so realisiert werden, daß es in der Bremsphase zur geringstmöglichen Abnahme der Horizontalgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts kommt. Eine ökonomische Ausführung der Bremsphase hängt im wesentlichen von der Greifgeschwindigkeit des Unterschenkels und des Fußes unmittelbar vor dem Touchdown ab.

Vor dem Hintergrund dieser Fakten sollte das Training auf die Entwicklung der Schnell- und Reaktivkraft abzielen sowie auf das Üben der Bewegungstechnik des Schwungbeins in der vorderen Kontaktphase. Eine hohe Greifgeschwindigkeit des Schwungbeins führt auch zu einer höheren Schrittfrequenz, die das Sprintergebnis unmittelbar beeinflusst. Die Funktion der Unterschenkelmuskeln ist besonders wichtig, ihre elektrische Aktivierung beginnt vor dem Touchdown. Die notwendige Stiffness der Muskeln, die der Bodenreaktionskraft in der vorderen Kontaktphase Widerstand entgegenzusetzen müssen, wird auf diese Weise sichergestellt. Da der M. biceps femoris – gemäß den EMG-Ergebnissen – einer der wichtigsten Muskeln für die Biomechanik des Sprintschritts ist, muß diese Tatsache im Sprinttraining, vor allem aus Gründen der Prophylaxe von Muskelverletzungen, Berücksichtigung finden.

Literatur

- BIGLAND-RITCHIE, B./JOHANSSON, R./LIPPOLD, O.C.J./WOODS, J.J.: Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Neurophysiology* 50 (1983), 1.
- BRANDELL, R.B.: An analysis of muscle coordination in walking and running gaits. *Med. Sport* 8 (1969), 278-287.
- BRÜGGEMANN, G.P./GLAD, B.: Time analysis of the sprint events. Scientific research project at the games of the XXIV, Olympiad - Seoul 1988 - final report. *New Studies in Athletics*, suppl., 1990.
- CAVAGNA, G.A./KOMAREK, L./MAZZOLENI, S.: The mechanics of sprint running. *Journal of Physiology* 217 (1971), 709-721.
- CAVANAGH, P.R./WILLIAMS, K.R.: The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and Science in Sport Exercise* 14 (1982), 1, 130-135.
- COPPENOLLE, H./DELECLUSE, M./GORIS, M./BOHETS, E./EYNDE, E.: Technology and development of speed. Evaluation of the start, sprint and body composition of Pavoni, Cooman and Desruelles. *Athletics Coach* 23 (1989), 1, 82-90.
- DIETZ, V./SCHMIDTBLEICHER, D./NOTH, J.: Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of Neurophysiology* 42 (1979), 1212-1222.
- DEMPSTER, W.T.: Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio 1955, 55-159.
- HOSTER, M./MAY, E.: Überlegungen zur Biomechanik des Sprintstarts in der Leichtathletik. *Leistungssport* 8 (1978), 3, 267-273.
- ITO, A./SUZUKI, M.: The men's 100 metres. *New Studies in Athletics* 7 (1992), 4, 47-52.
- KOMI, P.V.: Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. In: TERJUNG, R.L. (Ed.): *Exercise and sport sciences reviews*. Toronto 1984, 81-121.
- LEHMANN, F./VOSS, G.: Innovationen für den Sprint und Sprung: „ziehende“ Gestaltung der Stützphasen – Teil 1. *Leistungssport* 27 (1997), 6, 20-25.
- LEHMANN, F./VOSS, G.: Innovationen für den Sprint und Sprung: „ziehende“ Gestaltung der Stützphasen – Teil 2. *Leistungssport* 28 (1998), 1, 18-22.
- LUHTANEN, P./KOMI, P.V.: Force-, power- and elasticity-velocity relationship in walking, running and jumping. *European Journal of Applied Physiology* 44 (1980), 3, 279-289.
- MANN, R./SPRAGUE, P.: A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 51 (1980), 334-348.
- MANN, R./MORAN, G./DOUGHERTY, S.: Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *American Journal of Sport Medicine* 14 (1986), 6, 501-509.
- MERO, A./KOMI, P.V.: Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Medicine and Science in Sports Exercise* 19 (1987), 3, 266-274.
- MERO, A./KOMI, P.V./GREGOR, R.J.: Biomechanics of sprint running. *Sport Medicine* 13 (1992), 6, 376-392.
- MERO, A./KOMI, P.V.: EMG, force, and power analysis of sprint-specific strength exercises. *Journal of Applied Biomechanics* 10 (1994), 1, 1-13.
- MORAVEC, P./RUZICKA, J./SUSANKA, P./DOSTAL, E./KODEJS, M./NOSEK, M.: The 1987 International Athletic Foundation/IAAF Scientific Project Report: time analysis of the 100 meters events at the 11 World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics* 3 (1988), 61-96.
- SIMONSEN, E./THOMSEN, L./KLAUSEN, K.: Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. *European Journal of Applied Physiology* 54 (1985), 524-532.
- TIDOW, G./WIEMANN, K.: Zur Optimierung des Sprintlaufs - bewegungsanalytische Aspekte. *Leistungssport* 24 (1994), 5, 14-19.

Die Autoren

Dr. Milan ČOĤ, Assistenzprofessor an der Fakultät für Sport der Universität von Ljubljana und Biomechanikexperte am Labor für Biomechanik des Sportinstituts.

Dr. Dragan MILANOVIĆ, Professor für Trainingswissenschaft an der Fakultät für Leibeserziehung der Universität von Zagreb.

Mag. Aleš DOLENEC, wiss. Mitarbeiter im Bereich Leichtathletik an der Fakultät für Sport der Universität von Ljubljana und am Biomechaniklabor des Sportinstituts.

Anschrift: Universität von Ljubljana, Fakultät für Sport, Gortanova 22, 1000 Ljubljana – Slovenien, e-mail: milan.coh@sp.uni-lj.si

Aus dem Englischen übersetzt von Jürgen Schiffer, M.A.