

A. Arampatzis, G.-P. Brüggemann, F. Schade

Gelenkmomente, mechanische Leistung und mechanische Arbeit in den unteren Extremitäten bei verschiedenen Sprungübungen

Joint moment, mechanical power and mechanical work in the lower extremities during various jumping exercises.

Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Leichtathletik und Turnen
(Leiter: Prof. Dr. G.-P. Brüggemann)

Zusammenfassung

Die Hauptziele der Studie waren:

1. Die Abschätzung der muskulären Beanspruchung der unteren Extremitäten auf der Grundlage mechanischer Parameter im Sprung-Knie- und Hüftgelenk bei 5 verschiedenen Sprungübungen.
2. Die Betrachtung des Verhaltens der mechanischen Parameter in Abhängigkeit von zwei unterschiedlichen Anweisungen, die sich auf die Schnelligkeit der Ausführung beziehen (a. „so hoch bzw. so weit wie möglich“ und b. „so schnell wie möglich“).

Die untersuchten Übungen waren Countermovement Jump, Drop Jump, Hürdensprünge, einbeinige Sprünge und Sprunglauf. An der Untersuchung nahmen 9 Leistungssportler teil. Die Bewegung der unteren Extremitäten wurde mit zwei Kameras (240 Hz) registriert und die Bodenreaktionskräfte wurden mit einer Kistler Platte (960 Hz) gemessen. Die Modellierung der unteren Extremitäten erfolgte durch drei starre Körper (Fu, Unterschenkel und Oberschenkel). Das obere Sprunggelenk und das Kniegelenk wurden durch Kugelgelenke abgebildet. Für die Berechnung der relativen Massen und der Trägheitscharakteristika der drei Segmente wurde das Model von *Zatsiorsky et al.* (29) benutzt. Die untersuchten Parameter waren die Fuß-, Knie- und Hüftgelenkmomente und die mechanische Leistung im Fuß- und Kniegelenk. Die

Athleten haben während der schnellen Ausführung die Muskelsteifigkeit höher eingestellt. Dies führte zu einer größeren positiven mechanischen Leistung. Die Intensität der Beanspruchung wird durch die schnelle Ausführung in den Muskeln, die im Fußgelenk wirken, höher. Mit der Ausführung „so hoch bzw. so weit wie möglich“ werden mehr die kontraktile Elemente des Muskelsehnenkomplexes belastet, da die erzeugte positive mechanische Arbeit auf Grund eines größeren Arbeitswegs signifikant höhere Werte zeigt.

Schlüsselwörter: Sprungübungen, Gelenkmomente, mechanische Leistung, mechanische Arbeit

Summary

The main purposes of this study were:

1. To examine the mechanical parameters in the ankle, knee and hip joints during 5 different jumping exercises and calculate the muscular load of the muscles of the lower extremities during those jumps.
2. To examine the difference in those parameters depending on the instructions given with respect to the jumps (i.e. "as high as possible" or "as fast as possible").

The examined jumps were countermovement jumps, drop jumps, hurdle jumps, one legged

jumps and running jumps. For the experiment 9 athletes performed the jumps. The movements of the legs and feet were recorded with 2 cameras (240 Hz) and the ground reaction force was measured using a kistler force platform (960 Hz). The legs and feet were modelled using three rigid bodies (upper leg, lower leg, and foot). The upper ankle and knee joints were represented using a ball and socket joint. The relative masses and inertia of the 3 segments were calculated using the model from *Zatsiorsky et al.* (29).

The examined parameters were the foot, knee, and hip moments and the mechanical power in the knee and ankle joints. During the 'fast' jumps the athletes attained a higher muscle stiffness and a better muscle-tendon complex co-ordination. The better co-ordination resulted in a higher positive mechanical power value. During the 'fast' jumps the muscular load at the ankle joint was higher. During the "high as possible" jumps the load on the contractile element of the muscle-tendon complex was higher because the positive mechanical work was achieved over a longer path of movement and produced significantly higher values.

Keywords: Jumping exercises, joint moment, mechanical power, mechanical work

Einleitung

Übungen zur Verbesserung der reaktiven Leistungsfähigkeit der Muskeln der unteren Extremitäten sind Bestandteil vieler Trainingsprogramme (7, 23, 1, 10, 22, 20). Der überwiegende Teil dieser Übungen sind wiederholte einbeinige und zweibeinige Sprünge. In vielen Studien ist die positive Wirkung von Sprungübungen auf die reaktive Leistungsfähigkeit der Muskeln nachgewiesen worden (28, 16, 11, 18). International gibt es jedoch nur wenige Analysen solcher Übungen. Die Mehrzahl der Arbeiten beschäftigt sich mehr mit der Beschreibung von Parametern wie Kontaktzeit und Bodenreaktionskraft (28, 8). Die Wirkung der Muskeln bei Sprungübungen wird durch die Gelenkmomente und ihre mechanische Leistung abgebildet (14, 27). Studien die sich mit diesen Parametern auseinandersetzen, beschränken sich nur auf die Analyse von Squat Jumps (12, 25), Countermovement Jumps (12, 9, 26, 5,2) und

Parameter	Gelenk	CMJa	CMJb	DJa	DJb	BBa	BBb	EBa	EBb	SLa	SLb
$t_{\text{Stütz}}$		687 (84)	463 (79) ***	287 (67)	161 (23) ***	247 (60)	175 (22) ***	242 (31)	191 (16) ***	222 (22)	183 (14) ***
$t_{\text{min Leistung}}$	Fußgelenk	546 (132)	283 (99) ***	43 (18)	45 (9)	47 (4)	43 (6)	69 (37)	53 (34)	60 (44)	64 (35)
	Kniegelenk	456 (152)	287 (90) **	63 (16)	74 (31)	77 (11)	74 (14)	64 (12)	59 (11)	63 (10)	72 (26)
$t_{\text{max Leistung}}$	Fußgelenk	647 (80)	422 (82) ***	239 (66)	116 (33) ***	207 (72)	145 (22) **	206 (33)	164 (16) **	188 (19)	154 (15) ***
	Kniegelenk	630 (85)	408 (83) ***	235 (61)	116 (12) ***	183 (63)	123 (19) ***	163 (62)	126 (20) *	165 (28)	128 (20) **
$t_{\text{max Moment}}$	Fußgelenk	545 (77)	340 (95) ***	138 (61)	55 (15) ***	111 (39)	66 (27) **	147 (28)	105 (20) **	131 (27)	104 (17) **
	Kniegelenk	489 (79)	313 (70) ***	125 (27)	69 (19) ***	110 (41)	70 (16) **	101 (33)	91 (40)	97 (33)	64 (22) *
	Hüftgelenk	425 (85)	254 (78) ***	106 (24)	51 (5) ***	114 (67)	59 (20) **	76 (15)	73 (13)	76 (8)	78 (11)
$t_{\text{neg. Phase}}$	Fußgelenk	487 (60)	315 (67) ***	161 (36)	75 (9) ***	147 (44)	96 (26) **	159 (21)	125 (10) ***	149 (16)	124 (11) **
	Kniegelenk	490 (72)	316 (68) ***	150 (42)	97 (9) **	138 (38)	104 (10) **	118 (22)	99 (16) *	137 (27)	104 (22) *
$t_{\text{neg. Phase \%}}$	Fußgelenk	71 (3)	68 (5)	56 (3)	47 (8)**	59 (8)	54 (10)	66 (4)	66 (3)	67 (2)	68 (2)
	Kniegelenk	71 (3)	68 (4)	52 (4)	61 (5)**	56 (3)	60 (3)*	48 (19)	52 (5)	62 (12)	60 (14)

*, **, ***: Statistisch signifikanter Unterschied, $p < 0.05$, $p < 0.01$, $p < 0.001$ (a: „so hoch bzw. so weit wie möglich“, b: „so schnell wie möglich“)
 $t_{\text{Stütz}}$: Stützzeit (Beginn beim CMJ: Abwärtsbewegung des KSP) $t_{\text{max Moment}}$: Zeit bis zum Erreichen des Gelenkmomentmaximums
 $t_{\text{min Leistung}}$: Zeit bis zum Erreichen des Minimums der mechanischen Leistung $t_{\text{neg. Phase}}$: Dauer der negativen Phase
 $t_{\text{max Leistung}}$: Zeit bis zum Erreichen des Maximums der mechanischen Leistung $t_{\text{neg. Phase \%}}$: Dauer der negativen Phase in % der Stützzeit

Tab. 1: Zeitliche Parameter der untersuchten Sprungübungen (Einheit: ms)

Drop Jumps (2, 3). Zu einbeinigen Sprüngen gibt es kaum Untersuchungen, obwohl sie sehr oft im Training eingesetzt werden (10, 24, 6). In einigen Arbeiten werden Empfehlungen bezüglich der Kontaktzeit bei Sprungübungen gegeben, die zu optimalen Anpassungen führen sollen (6, 22). Bekannt ist aber nicht, welche Änderungen in den Gelenkmomenten und der mechanischen Leistung stattfinden.

In dieser Studie werden 5 verschiedene Sprungübungen (Countermovement Jump, Drop Jump, Hürdensprünge, einbeinige Sprünge und Sprunglauf) analysiert. Es werden die Gelenkmomente und die mechanische Leistung in den unteren Extremitäten betrachtet. Weiterhin wird der Einfluß zweier unterschiedlicher Bewegungsausführungen auf diese Parameter untersucht.

Methode

Für die Berechnung der Gelenkmomente und der mechanischen Leistung in den unteren Extremitäten wurde ein dreidimensionales kinetisches Modell entwickelt. Die unteren Extremitäten wurden durch ein dreigliedriges System von starren Körpern modelliert (Fuß, Unterschenkel und Oberschenkel). Die drei Segmente sind durch zwei Kugelgelenke verbunden und die Verbindung des Oberschenkels mit dem Raum erfolgte durch ein freies Gelenk. Ein Gelenk beschreibt die geometrische Kopplung zwischen zwei Segmenten. Voraussetzung für seine Definition sind zwei Gelenkkoordinaten-

systeme die fest auf jedem Segment liegen. Die Massen und die Trägheitsmomente der drei Segmente wurden nach den Angaben von *Zatsiorsky et al.* (29) bestimmt.

Für die eindeutige Definition des dreigliedrigen Modells wurden die Koordinaten (x, y, z) von sieben Punkten der drei Segmente kinematisch erfaßt. An der Untersuchung haben 9 Leistungssportler (Körpermasse: 78.7 ± 5.8 kg und Körperhöhe: 182 ± 6.2 cm) aus Schnellkraftdisziplinen (2 Sprinter, 3 Zehnkämpfer, 2 Turner und 2 Bobfahrer) teilgenommen. Die untersuchten Sprungübungen waren:

1. Counter Movement Jump (CMJ)
2. Drop Jump aus 40 cm Höhe (DJ)
3. Beidbeinige Hürdensprünge (Höhe der Hürden 1 Meter, BB)
4. Einbeinige Horizontalsprünge (EB)
5. Sprunglauf (SL)

Analysiert wurden die Stützphasen, wobei bei den zweibeinigen Sprüngen die Berechnungen nur für ein Bein erfolgten. Bei den Sprungübungen BB, EB und SL wurde jeweils der dritte Bodenkontakt betrachtet. Zu jeder Übung wurden den Athleten zwei unterschiedliche Zielstellungen vorgegeben. Zum einen sollten sie versuchen beim CMJ, DJ und BB so hoch wie möglich und beim EB und SL so weit wie möglich zu springen. Zum anderen sollten sie versuchen so schnell wie möglich abzuspringen. Die Anweisungen lauteten:

- a. „springe so hoch bzw. so weit wie möglich“ und
- b. „springe so schnell wie möglich“.

Die Sprünge wurden mit zwei Kameras (240

Hz) aufgenommen. Die räumliche Auflösung lag bei 2046×2046 Pixeln. Die Kameras standen rechtwinklig zueinander, wobei Kamera 1 die Bewegung von der Seite und Kamera 2 die Bewegung von vorne aufnahm. Die Messung der Bodenreaktionskraft erfolgte durch eine Kistler Kraftmeßplattform (960 Hz). Die Hüft-, Knie- und Fußgelenkmomente wurden für jedes Gelenk in einem lokalen Koordinatensystem (Abb.1) durch die folgende Formel aus der inversen Dynamik berechnet:

$$M_j = -M_F - r_j \times F - \sum_{i=1}^n r_{F,i} \times G_i + \sum_{i=1}^n r_{T,i} \times p_i + \sum_{i=1}^n H_i$$

M_j : Moment des j-Gelenkes

M_F : Reibungsmoment

$F \times r_j$: Moment der Bodenreaktionskraft

$r_{F,i} \times G_i$: Moment der Gravitationskraft des i-Segmentes

$r_{T,i} \times p_i$: Moment der Trägheitskraft des i-Segmentes

p_i : erste zeitliche Ableitung des Impulses des i-Segmentes

H_i : erste zeitliche Ableitung des Drehimpulses des i-Segmentes

n : Anzahl der Segmente

Statistik: Die Unterschiede wurden nach dem parameterfreien WILCOXON-Test für abhängige Stichproben getestet.

ORIGINALIA

Parameter	Gelenk	CMJa	CMJb	DJa	DJb	BBa	BBb	EBa	EBb	SLa	SLb
θ_{Anfang}	Fußgelenk	116 (7)	115 (7)	130 (9)	136 (9)	142 (9)	139 (12)	121 (9)	126 (11)	121 (9)	124 (10)
	Kniegelenk	172 (6)	173 (5)	145 (8)	145 (5)	155 (11)	152 (6)	159 (5)	157 (4)	160 (6)	157 (8)
θ_{min}	Fußgelenk	98 (7)	100 (6)	101 (7)	105 (8)	102 (9)	103 (9)	99 (7)	99 (8)	96 (7)	98 (8)
	Kniegelenk	95 (11)	107 (7) **	106 (6)	130 (9) ***	113 (9)	126 (6) ***	132 (5)	137 (5)	134 (4)	138 (6)
θ_{Ende}	Fußgelenk	149 (11)	148 (10)	144 (10)	141 (9)	141 (11)	140 (9)	139 (8)	133 (10)	139 (14)	135 (9)
	Kniegelenk	170 (8)	172 (8)	167 (5)	170 (5)	166 (6)	171 (6)	176 (5)	172 (8)	177 (5)	175 (7)
$\theta_{\text{max Moment}}$	Fußgelenk	101 (8)	102 (6)	104 (8)	118 (7) **	107 (10)	115 (9)	100 (9)	102 (8)	98 (7)	101 (8)
	Kniegelenk	95 (11)	108 (7) **	113 (13)	136 (8) ***	126 (16)	137 (10)	137 (10)	146 (14)	144 (11)	147 (10)
$\theta_{\text{mit. Negativ}}$	Fußgelenk	-0.65 (1.14)	-0.86 * (1.19)	-4.07 (1.55)	-7.09 *** (1.03)	-5.22 (1.62)	-7.19 * (2.54)	-2.47 (0.89)	-3.65 * (1.01)	-2.86 (0.71)	-3.58 (1.20)
	Kniegelenk	-2.57 (0.26)	-3.27 *** (0.39)	-4.30 (0.37)	-2.53 *** (0.96)	-5.34 (1.32)	-4.19 (0.88)	-3.36 (0.53)	-3.65 (.38)	-3.51 (0.45)	-3.48 (1.01)
$\theta_{\text{mit. Positiv}}$	Fußgelenk	4.28 (0.83)	5.79 *** (0.98)	5.38 (1.32)	8.20 (2.16)	7.33 (2.06)	8.26 (1.97)	9.42 (2.38)	10.23 (2.05)	11.44 (1.50)	12.36 (0.68)
	Kniegelenk	6.78 (0.45)	8.06 ** (0.93)	7.92 (0.85)	12.01 (1.56)	9.29 (1.63)	12.25 (1.50)	7.57 (1.27)	7.18 (1.16)	8.37 (1.37)	7.96 (1.22)

*, **, *** : Statistisch signifikanter Unterschied, $p < 0.05$, $p < 0.01$, $p < 0.001$ (a: „so hoch bzw. so weit wie möglich“, b: „so schnell wie möglich“)

θ_{Anfang} : Winkel am Anfang der Stützphase bzw. zu Beginn der Abwärtsbewegung des KSP (CMJ)
 θ_{min} : Winkelminimum
 θ_{Ende} : Winkel am Ende der Stützphase
 $\theta_{\text{max Moment}}$: Winkel beim Erreichen des Gelenkmomentmaximums
 $\theta_{\text{mit. Negativ}}$: Mittlere Winkelgeschwindigkeit in der negativen Phase
 $\theta_{\text{mit. Positiv}}$: Mittlere Winkelgeschwindigkeit in der positiven Phase

Tab. 2: Winkel und Winkelgeschwindigkeiten in der Stützphase der untersuchten Sprungübungen (Einheit: Grad, rad/s)

Parameter	Gelenk	CMJa	CMJb	DJa	DJb	BBa	BBb	EBa	EBb	SLa	SLb
F_{max}		14.13 (1.40)	18.61 *** (3.08)	21.71 (3.69)	32.57 *** (6.06)	27.69 (8.93)	35.74 * (7.73)	35.43 (5.43)	39.27 (4.88)	37.91 (1.90)	38.92 (4.45)
Impuls		397 (47)	305 (43) ***	352 (28)	287 (31) ***	388 (100)	349 (49)	489 (49)	417 (44) **	465 (76)	384 (56) *
M_{max}	Fußgelenk	1.58 (0.16)	1.93 * (0.49)	2.54 (0.63)	4.58 *** (1.16)	3.15 (1.04)	5.41 ** (2.01)	3.64 (0.49)	4.06 (0.50)	3.88 (0.30)	3.90 (0.58)
	Kniegelenk	2.28 (0.28)	2.86 ** (0.54)	3.72 (0.94)	5.06 ** (1.23)	4.92 (0.88)	5.83 * (0.73)	4.03 (1.28)	3.99 (1.48)	4.73 (1.92)	3.80 (0.67)
	Hüftgelenk	2.67 (0.35)	3.65 * (0.70)	4.92 (1.02)	8.41 ** (2.73)	6.29 (1.77)	11.43 *** (3.46)	9.10 (2.25)	9.70 (1.27)	8.72 (1.08)	8.95 (1.40)
$W_{\text{neg.}}$	Fußgelenk	-0.10 (0.06)	-0.24 (0.20)	-1.25 (0.44)	-2.29 ** (0.65)	-2.08 (0.59)	-2.86 (1.39)	-1.32 (0.67)	-1.82 (0.63)	-1.59 (0.53)	-1.64 (0.77)
	Kniegelenk	-0.80 (0.23)	-0.64 (0.18)	-1.56 (0.23)	-0.82 ** (0.51)	-2.21 (0.88)	-1.50 (0.50)	-0.94 (0.50)	-0.83 (0.28)	-1.22 (0.48)	-0.85 (0.36)
$W_{\text{pos.}}$	Fußgelenk	0.68 (0.09)	0.64 (0.13)	0.62 (0.12)	0.63 (0.18)	0.60 (0.13)	0.65 (0.17)	0.70 (0.17)	0.57 (0.13)	0.72 (0.16)	0.55 * (0.15)
	Kniegelenk	1.15 (0.30)	0.97 (0.21)	1.03 (0.15)	0.36 *** (0.29)	0.78 (0.24)	0.41 ** (0.30)	0.32 (0.13)	0.22 (0.12)	0.27 (0.16)	0.17 (0.12)
$W_{\text{pos.}\%}$	Fußgelenk	37.87 (6.73)	39.81 (6.31)	37.64 (4.45)	67.62 *** (21.75)	44.34 (6.47)	62.98** (14.60)	68.93 (9.65)	73.57 (8.85)	73.61 (13.44)	78.25 (11.34)
	Kniegelenk	62.13 (6.73)	60.19 (6.31)	62.36 (4.45)	32.38 *** (21.75)	55.66 (6.47)	37.02 ** (14.60)	31.07 (9.65)	26.43 (8.85)	26.39 (13.44)	21.75 (11.34)
$W_{\text{neg. Gesamt}}$		-0.90 (0.25)	-0.89 (0.31)	-2.80 (0.48)	-3.11 (0.73)	-4.28 (1.06)	-4.37 (1.21)	-2.27 (0.72)	-2.65 (0.83)	-2.81 (0.45)	-2.49 (0.75)
$W_{\text{pos. Gesamt}}$		1.83 (0.31)	1.60 (0.29)	1.65 (0.23)	0.99 *** (0.32)	1.38 (0.33)	1.06 * (0.35)	1.03 (0.24)	0.80 * (0.23)	0.99 (0.25)	0.72 ** (0.21)

*, **, *** : Statistisch signifikanter Unterschied, $p < 0.05$, $p < 0.01$, $p < 0.001$ (a: „so hoch bzw. so weit wie möglich“, b: „so schnell wie möglich“)

F_{max} : Kraftmaximum
 Impuls : Vertikaler Kraftimpuls
 M_{max} : Gelenkmomentmaximum
 $W_{\text{neg.}}$: Negative mechanische Arbeit
 $W_{\text{pos.}}$: Positive mechanische Arbeit
 $W_{\text{pos.}\%}$: Prozentualer Anteil der positiven mechanischen Arbeit an der insgesamt geleisteten Arbeit
 $W_{\text{neg. Gesamt}}$: Gesamte negative mechanische Arbeit
 $W_{\text{pos. Gesamt}}$: Gesamte positive mechanische Arbeit

Tab. 3: Reaktionskraft, Kraftimpuls, Gelenkmomente und mechanische Arbeit der untersuchten Sprungübungen (Einheit: NIKg, Ns, NmIKg, JouleIKg)

Ergebnisse

Die mechanische Leistung ist durch eine negative und eine positive Phase charakterisiert (Abb. 2, die Stützzeiten wurden zur besseren Vergleichbarkeit normalisiert). Die Stützzeiten waren bei der Anweisung „so schnell wie möglich“ in allen Übungen signifikant ($p < 0.05$) kürzer (Tab. 1). Auch die Zeiten bis zum Erreichen der maximalen Gelenkmomente und der positiven mechanischen Leistung sind in der schnellen Ausführung signifikant kürzer (Tab. 1). Die Fußgelenkwinkel zeigen keine signifikanten Unterschiede bezüglich der beiden Ausführungen, wohingegen im Kniegelenk signifikante Unterschiede vorliegen (Tab. 2). Bei der schnellen Ausführung liegt das Minimum im Kniewinkel signifikant weniger tief.

Die mittlere Winkelgeschwindigkeit ist in der negativen Phase des Fußgelenks beim CMJ, DJ, BB und EB in der schnellen Ausführung signifikant höher (Tab. 2). Zwischen den beiden Ausführungen sind signifikante Unterschiede in den maximalen Gelenkmomenten und den

Bodenreaktionskräften nur bei den zweibeinigen Sprüngen zu beobachten (Tab. 3, Abb. 3 und 4). Die mittlere und die maximale mechanische Leistung weist in der positiven Phase auch nur bei den zweibeinigen Sprüngen signifikant höhere Werte auf (Tab. 4).

Mit den zwei unterschiedlichen Ausführungen wird die gesamte negative mechanische Arbeit nicht beeinflusst, die gesamte positive Arbeit und der vertikale Kraftstoß sind aber in fast allen Übungen während der schnellen Ausführung signifikant geringer (Tab. 3). Mit der

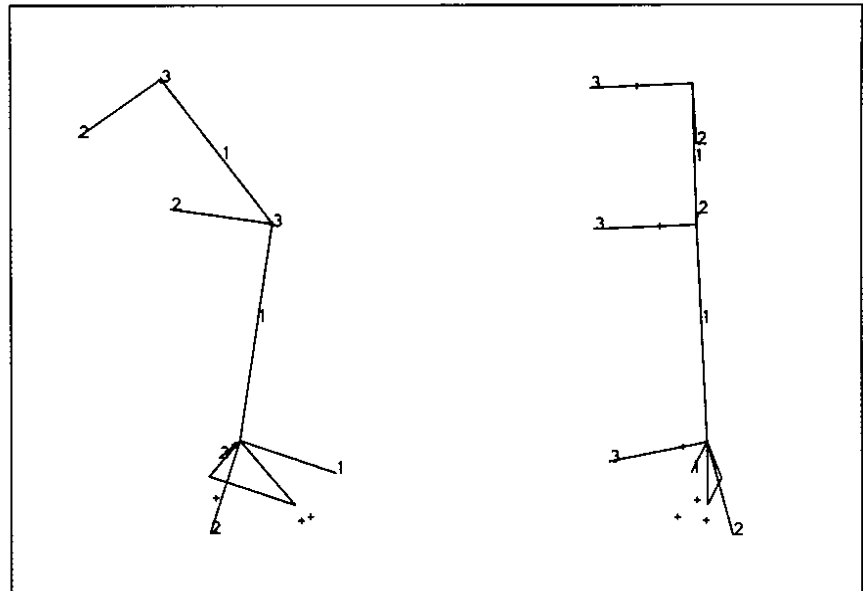


Abb. 1: Lokale Gelenkkoodinatensysteme (1: Achse 1, 2: Achse 2, 3: Achse 3)

Ampullen

Zusammensetzung: 2,2 ml enth.: Arnica D 2, Calendula D 2, Chamomilla D 3, Symphytum D 6, Millefolium D 3, Belladonna D 2 jeweils 2,2 µl; Aconitum D 2 1,32 µl; Bellis perennis D 2, 1,1 µl; Hypericum D 2 0,66 µl; Echinacea angustifolia D 2, Echinacea purpurea D 2 jeweils 0,55 µl; Hamamelis D 1 0,22 µl; Mercurius solubilis Hahnemannii D 6 1,1 mg; Hepar sulfuris D 6 2,2 µl. **Anwendungsgebiete:** Verletzungen wie Verstauchungen und Verrenkungen, Prellungen, Blut- und Gelenkgüsse, Knochenbrüche, postoperative und posttraumatische Ödeme und Weichteilschwellungen. Entzündliche und mit Entzündungen verbundene degenerative Prozesse an den verschiedenen Organen und Geweben, besonders auch am Stütz- und Bewegungsapparat (Tendovaginitis, Styloiditis, Epicondylitis, Bursitis, Periarthritis humeroscapularis u.a.), Arthrosen der Hüft-, Knie- und kleinen Gelenke, Commotio cerebri acuta. **Gegenanzeigen:** Überempfindlichkeit gegen einen der Wirk- oder Hilfsstoffe, oder gegen Korbblütler. Aus grundsätzlichen Erwägungen nicht anzuwenden bei progredienten Systemerkrankungen wie Tuberkulose, Leukosen, Kollagenosen, Multiple Sklerose, AIDS-Erkrankung, HIV-Infektion und anderen Autoimmun-Erkrankungen. **Nebenwirkungen:** Nach Anwendung kann Speichelfluß auftreten; das Mittel ist dann abzusetzen. Nach intraartikulärer Applikation von Traumeel S (Injektionslösung) kann es in seltenen Fällen zu vorübergehenden schmerzhaften Reizzuständen des Gelenkes, eventuell mit steriler Ergußbildung kommen; eine entzündungshemmende Behandlung führt zum Abklingen der Beschwerden. In Einzelfällen können Überempfindlichkeitsreaktionen auftreten. Für Arzneimittel mit Zubereitungen aus Sonnenhut (Echinacea) und anderen Korbblütlern wurden Hautausschlag, Juckreiz, selten Gesichtsschwellung, Atemnot, Schwindel und Blutdruckabfall beobachtet. **Wechselwirkungen mit anderen Mitteln:** Nicht bekannt. **Dosierungsanleitung:** Bei akuten Beschwerden täglich, sonst 3-1mal wöchentlich 1-2 Ampullen i.m., s.c., i.c. (evtl. Quaddelung), i.v., intraartikulär bzw. periartikulär. **Darreichungsform und Packungsgrößen:** Packungen mit 5 (N1) DM 13,26, 10 (N1) DM 21,98, 50 (N2) DM 74,98 und 100 (N3) Ampullen zu 2,2 ml DM 126,17. **Weitere Darreichungsformen:** Tropfen, Tabletten, Salbe.

Stand: 1. März 1998

Traumeel® S



Entzündlich-rheumatische
Erkrankungen und Sportverletzungen



- wirkt antiphlogistisch und
 - antiödematös
- kassenüblich

-Heel

Biologische Heilmittel Heel GmbH, Baden-Baden
Tel. (0 72 21) 5 01-00, Fax 5 01-2 80, <http://www.heel.de>

schnellen Ausführung wiederum ist der prozentuale Anteil der positiven mechanischen Arbeit die im Fußgelenk erzeugt wird höher (Tab. 3). Die negative mechanische Leistung im Fußgelenk zeigt auch bei der schnellen Ausführung signifikant höhere Werte (Tab. 4). Mit der Anweisung „so hoch bzw. so weit wie möglich“ wird die zusätzliche positive Arbeit hauptsächlich im Kniegelenk erzeugt (Tab. 3).

Diskussion

Die Stützzeit wurde bei allen Sprungübungen durch die Anweisung „springe so schnell wie möglich“ kürzer. Die gesamte negative Arbeit wurde von den zwei verschiedenen Ausführun-

gen nicht beeinflusst. Die gesamte positive Arbeit und der vertikale Kraftstoß zeigten aber, ausgelöst durch die Anweisung „so hoch bzw. so weit wie möglich“, höhere Werte. In der negativen Phase sind signifikante Unterschiede in der mittleren Winkelgeschwindigkeit und der maximalen und mittleren mechanischen Leistung hauptsächlich im Fußgelenk zu beobachten. Sie sind während der schnellen Ausführung signifikant höher. Die negative Phase war sowohl im Fuß- als auch im Kniegelenk bei der schnellen Ausführung kürzer. Bezüglich der Gelenkwinkel wurden nur beim Minimum des Kniegelenks Differenzen beobachtet; das Kniegelenk wurde bei der schnellen Ausführung weniger stark gebeugt. Dieser Umstand und die höheren Werte in der mittleren und der maximalen ne-

gativen Leistung im Fußgelenk, bei gleicher negativer Arbeit, zeigen, daß die Athleten durch die Anweisung „so schnell wie möglich“ bzw. durch den Versuch möglichst schnell springen zu wollen, ihre Muskelsteifigkeit verändert haben. Die maximalen Werte der Fuß-, Knie- und Hüftgelenkmomente sind bei den zweibeinigen Sprüngen während der schnellen Ausführung signifikant höher. Die höheren Gelenkmomente sind durch eine stärkere Reaktion der Muskelspindeln aufgrund der erhöhten Muskelsteifigkeit und der schnelleren Dehnung der Muskeln zu erklären (21, 19).

Bei der schnellen Ausführung wird in der positiven Phase das Maximum der mechanischen Leistung signifikant schneller erreicht. Die maximale und die mittlere mechanische

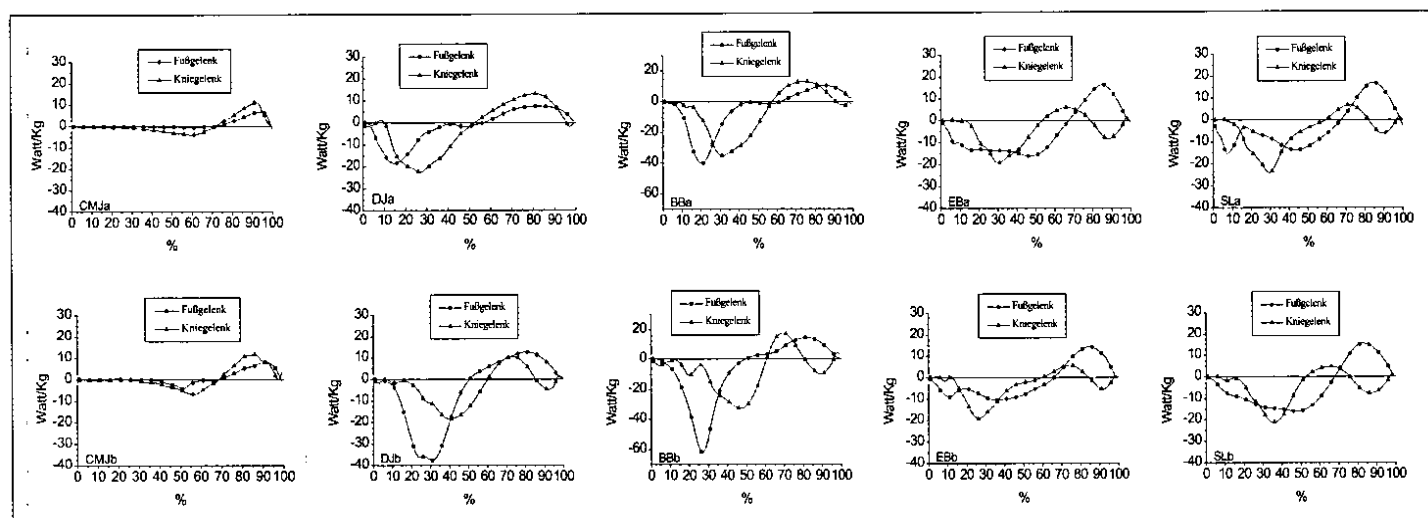


Abb. 2: Mechanische Leistung im Fuß- und Kniegelenk der verschiedenen Sprungübungen für die Anweisung a: „so hoch bzw. so weit wie möglich“ (obere Diagrammreihe), und b: „so schnell wie möglich“ (untere Diagrammreihe), n = 9

Parameter	Gelenk	CMJa	CMJb	DJa	DJb	BBa	BBb	EBa	EBb	SLa	SLb
L_{\min}	Fußgelenk	-1.91 (1.47)	-5.79 *** (1.51)	-30.23 (9.62)	-57.31 *** (15.38)	-57.28 (16.48)	-70.25 ** (20.40)	-17.33 (11.50)	-28.15 * (13.42)	-25.16 (19.50)	-22.31 (12.41)
	Kniegelenk	-5.84 (2.14)	-9.45 ** (3.19)	-30.40 (8.91)	-23.38 (14.28)	-42.95 (20.61)	-41.21 (12.23)	-24.44 (6.63)	-24.23 (5.64)	-27.05 (8.66)	-24.43 (10.23)
$L_{\text{mit, Negativ}}$	Fußgelenk	-0.23 (0.16)	-0.86 ** (0.41)	-8.13 (3.07)	-31.70 *** (6.87)	-15.45 (6.23)	-32.31 ** (10.29)	-8.57 (4.71)	-14.62 ** (5.38)	-11.05 (4.78)	-13.48 (7.07)
	Kniegelenk	-1.64 (0.48)	-2.17 * (0.52)	-11.06 (3.21)	-8.44 (5.20)	-16.51 (7.52)	-14.35 (3.97)	-7.11 (3.48)	-8.35 (2.91)	-9.29 (3.60)	-8.46 (3.99)
L_{\max}	Fußgelenk	7.32 (1.06)	8.38 (1.47)	8.65 (2.58)	14.02 ** (5.78)	11.18 (3.75)	15.01 * (4.85)	15.31 (3.92)	16.84 (4.45)	17.62 (3.71)	16.43 (4.86)
	Kniegelenk	12.36 (1.99)	13.78 (3.94)	14.11 (2.05)	12.86 (6.58)	14.95 (3.17)	18.31 (8.33)	8.62 (2.90)	7.16 (3.53)	9.19 (3.58)	6.95 (2.59)
$L_{\text{mit, Positiv}}$	Fußgelenk	3.49 (0.72)	4.31 * (0.77)	5.21 (1.50)	7.89 * (3.39)	6.39 (1.84)	8.48 * (2.01)	8.56 (1.92)	8.83 (2.03)	9.67 (1.61)	9.28 (2.32)
	Kniegelenk	6.19 (0.92)	7.88 * (2.01)	8.33 (1.32)	7.03 (3.68)	9.09 (1.98)	9.97 (4.66)	4.49 (1.64)	4.07 (2.10)	4.85 (2.09)	3.50 (1.69)

*, **, ***: Statistisch signifikanter Unterschied, $p < 0.05$, $p < 0.01$, $p < 0.001$ (a: „so hoch bzw. so weit wie möglich“, b: „so schnell wie möglich“)

L_{\min} : Minimum der mechanischen Leistung

L_{\max} : Maximum der mechanischen Leistung

$L_{\text{mit, Negativ}}$: Mittlere negative mechanische Leistung

$L_{\text{mit, Positiv}}$: Mittlere positive mechanische Leistung

Tab. 4: Ausgewählte Werte der mechanischen Leistung der untersuchten Sprungübungen (Einheit: Watt/Kg)

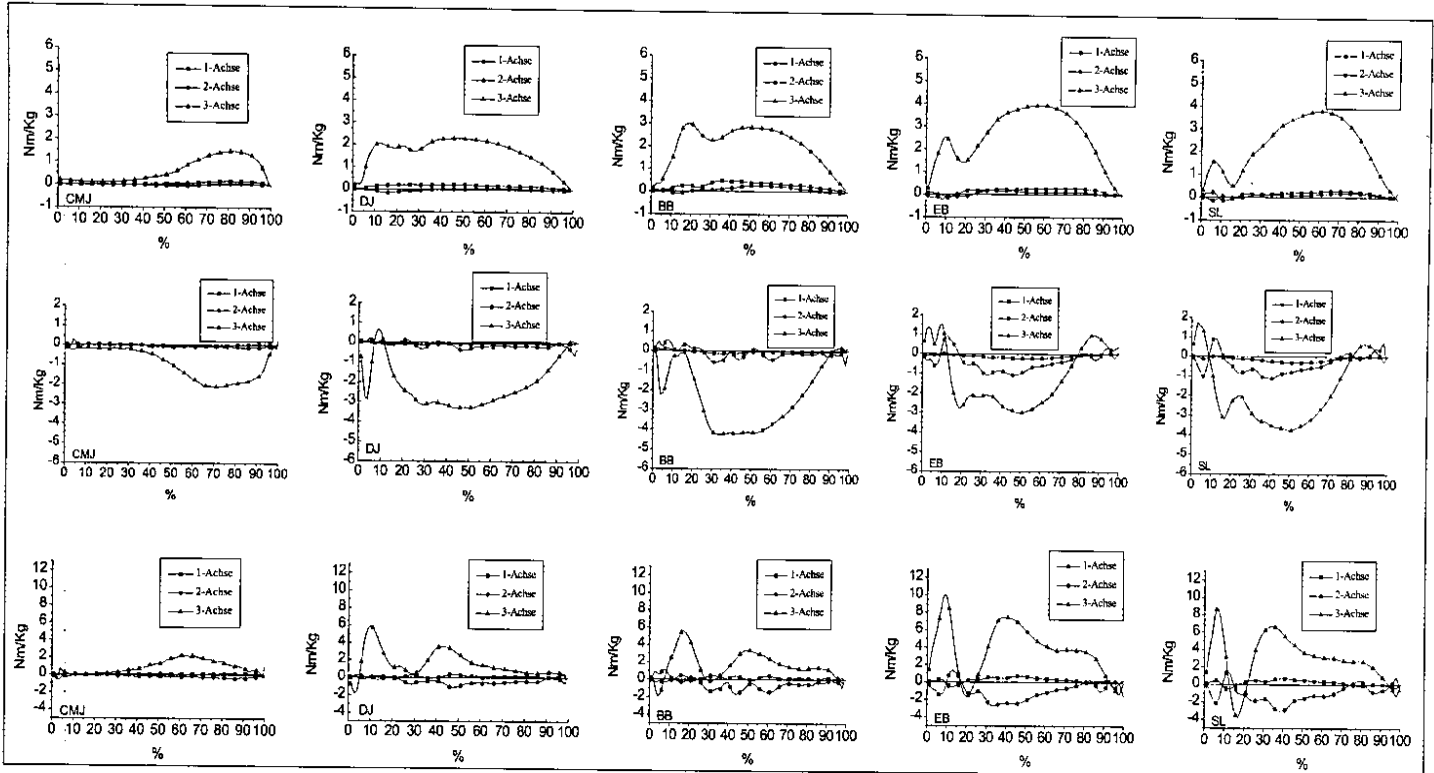


Abb. 3: Fuß- (obere Diagrammreihe) Knie- (mittlere Diagrammreihe) und Hüftgelenkmomente (untere Diagrammreihe) bei den verschiedenen Sprungübungen, n = 9 („so hoch bzw. so weit wie möglich“)

Leistung der positiven Phase zeigen hier bei den zweibeinigen Sprüngen höhere Werte. Bei der schnellen Ausführung kann die erhöhte Muskelsteifigkeit in Verbindung mit der erhöhten Innervation der Muskelspindeln in der ne-

gativen Phase die relative Längenänderung des Muskelsehnenkomplexes beeinflussen. Es ist zu vermuten, daß der prozentuale Anteil des Bindegewebes an der negativen Arbeit während der schnellen Ausführung größer ist. Eine

größere Absorption von Energie durch die Bindegewebe führt zu einer schnelleren Energierückführung und einem geringeren Energieverlust in der positiven Phase, da die Bindegewebe, im Vergleich zu den Muskeln, einen

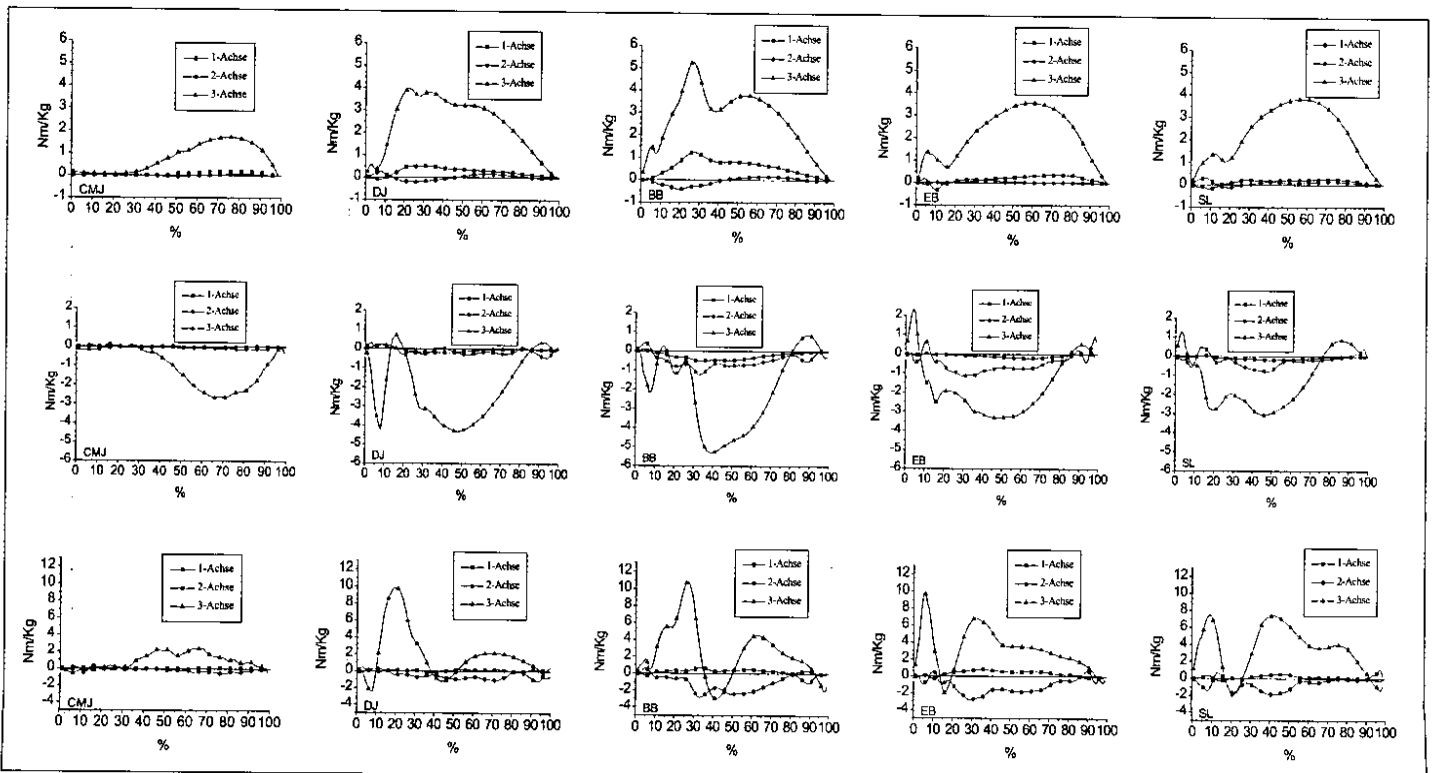


Abb. 4: Fuß- (obere Diagrammreihe) Knie- (mittlere Diagrammreihe) und Hüftgelenkmomente (untere Diagrammreihe) bei den verschiedenen Sprungübungen, n = 9 („so schnell wie möglich“)

größeren Anteil elastischer Elemente haben (4, 17, 13, 27).

Bei den einbeinigen Sprüngen traten in der positiven mechanischen Leistung zwischen den beiden Anweisungen keine Unterschiede auf (Tab. 4). Da der Energieverlust von der Dehnungsdauer des Muskelsehnenkomplexes abhängig ist (15), kann dies auf die im Vergleich zu den beidbeinigen Sprüngen längeren Stützzeiten (Tab. 1) zurückgeführt werden.

Während der schnellen Ausführung sind beim CMJ, DJ und BB die maximalen Gelenkmomente und die positive mechanische Leistung im Fußgelenk höher. Für die Trainingspraxis bedeutet dies, daß über die Anweisung „so schnell wie möglich“ die Steifigkeit der Muskeln und so die Koordination des Muskelsehnenkomplexes positiv beeinflusst werden kann. Durch solche Ausführungen lernen die Athleten, über eine Regelung der Muskelsteifigkeit, den Energieverlust möglichst gering zu halten. Die Anweisung „so hoch bzw. so weit wie möglich“ führt zu einer größeren Bewegungsamplitude im Kniegelenk, außerdem zeigt hier die mechanische Arbeit im Kniegelenk beim DJ und BB höhere Werte.

Diese Betrachtungen führen zu folgendem Schluß: Durch die Anweisung „so hoch bzw. so weit wie möglich“ werden die kontraktiven Elemente der Muskeln, die im Kniegelenk wirken, höher beansprucht, da sie einen größeren Arbeitsweg haben. Mit der Anweisung „so schnell wie möglich“ werden dagegen die Muskeln, die im Fußgelenk wirken, höher belastet.

Bei den einbeinigen Sprüngen ist die mechanische Leistung im Fußgelenk im Vergleich zum Kniegelenk größer (Tab. 4). Außerdem weist der Verlauf der mechanischen Leistung im Fuß- und Kniegelenk bei den einbeinigen Sprüngen eine höhere Ähnlichkeit mit dem beim Sprint, als dem bei beidbeinigen Sprüngen auf (14). Damit ist von einer höheren Trainingsbeanspruchung der Muskeln, die im Fußgelenk wirken, und einer höheren Sprintspezifität der einbeinigen Sprünge auszugehen.

Literatur

- 1 *Allmann, H.*: Maximalkraft und Sprintleistung - Maximalkrafttraining im Sprinttraining. In: Bührle, M. (Hrsg.) Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Karl Hofmann Verlag Schorndorf 1985, 282-300.
- 2 *Bobbert, M.F., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J.*: Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. Med. Sci. Sports Exercise 19 (1987) 4, 332-338.
- 3 *Bobbert M. F., Huijing, P. A., van Ingen Schenau, G. J.*: Drop jumping. II. The influence of jumping height on the biomechanics of drop jumping. Med. Sci. Sports Exercise 19 (1987) 4, 339-346.
- 4 *Bosco, C., Ito, A., Komi, P.V., Luhtanen, P., Rahlila, P., Rusko, H., Vitasalo, J.T.*: Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscle during jumping exercises. In: Acta Physiol. Scand. 114 (1982), 543-550.
- 5 *de Graaf, J.B., Bobbert, M.F., Tetteroo, W. E., van Ingen Schenau G.J.*: Mechanical output about the ankle in countermovement jumps and jumps with extended knee. Human Movement Science, 6 (1987), 333-347.
- 6 *Deiß, D., Pfeifer, U.*: Leistungsreserven im Schnellkrafttraining. Berlin 1991.
- 7 *Ehlenz, H., Grosser, M., Zimmermann, E.*: Krafttraining. München 1983.
- 8 *Gollhofer, A.*: Komponenten der Schnellkraftleistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Sport Fitness Training, Erlensee 1987.
- 9 *Gregoire, L., Veeger, H.E., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J.*: Role of Mono- and Biarticular Muscles in explosive movements. Int. J. Sports Med. 5 (1984), 301-305.
- 10 *Grosser, M.*: Schnelligkeitstraining, Grundlagen, Methoden, Leistungssteuerung, Programme. BLV Verlagsgesellschaft mbH 1991.
- 11 *Häkkinen, K., Komi, P. V., Alen, M.*: Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. Acta Physiologica Scandinavica, 125 (1985), 587-600.
- 12 *Hubley, C.L., Wells, R.P.*: A work energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. Eur. J. Appl. Physiol., 50 (1983), 247-254.
- 13 *Huijing, P. A.*: Mechanische Muskelmodelle. In: Komi, P. V. (Hrsg.) Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte-Verlag 1994, 135-154.
- 14 *Jacobs, R., van Ingen Schenau, G.J.*: Intermuscular coordination in a sprint push-off. J. Biomechanics 25 (1992), 9, 953-965.
- 15 *Komi, P.V.* (1985): Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei Bewegungen mit sportlicher Leistung. In: Bührle, M. (Hrsg.) Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Karl Hofmann Verlag Schorndorf 1985, 254-270.
- 16 *Komi, P.V.* (1994): Der Dehnungs-Verkürzungszyklus. In: Komi, P. V. (Hrsg.) Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte-Verlag 1994, 172-182.
- 17 *Noth, J.*: Neurophysiologische Aspekte der Muskel-elastizität. In: Bührle, M. (Hrsg.) Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Karl Hofmann Verlag Schorndorf 1985, 238-253.
- 18 *Sale, D.G.*: Neural adaptation to resistance training. Med. and Sci. Sports Exercise 20 (1988), 135-145.
- 19 *Schmidt, R.F., Wiesendanger, M.*: Motorische Systeme. In: Schmidt, R.F., Thews, G. (Hrsg.) Physiologie des Menschen. Springer-Verlag 1990.
- 20 *Schöllhorn, W.*: Schnelligkeitstraining. Sport rororo 1995.
- 21 *Schmidtbleicher, D.*: Neurophysiologische Aspekte des Sprungkrafttrainings. In: Carl, K., Schiffer, J. (Hrsg.) Zur Praxis des Sprungkrafttrainings. Bundesinstitut für Sportwissenschaft 1986, 56-72.
- 22 *Schmidtbleicher, D.*: Training in Schnellkraftsportarten. In: Komi, P. V. (Hrsg.) Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte-Verlag 1994, 374-387.
- 23 *Schmidtbleicher, D., Gollhofer, A.*: Einflußgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In: Bührle, M. (Hrsg.) Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Karl Hofmann Verlag Schorndorf 1985, 271-281.
- 24 *Tancic, D.*: Das Krafttraining der Hochspringer. In: Bührle, M. (Hrsg.) Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Karl Hofmann Verlag Schorndorf 1985, 316-322.
- 25 *van Ingen Schenau, G.J., Bobbert, M.F., Huijing, P.A., Woittiez, R.D.*: The instantaneous torque-angular velocity relation in plantar flexion during jumping. Med. Sci. Sports Exercise 17 (1985), 4, 422-426.
- 26 *van Soest, A.J., Roebroeck, M.E., Bobbert, M.F., Huijing P.A., van Ingen Schenau, G.J.*: A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. Med. Sci. Sports Exercise 17 (1985), 6, 635-639.
- 27 *Voigt, M., Simonsen, E.B., Dyhre-Poulsen, P., Klausen, K.*: Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. In: J. Biomechanics 28 (1995), 3, 293-307.
- 28 *Vitasalo, J.T., Aura, O., Häkkinen, K., Komi, P.V., Nikula, J.*: Untersuchung von Trainingswirkungen auf die Krafterzeugung und Sprunghöhe. Leistungssport 11 (1981), 4, 278-281.
- 29 *Zatsiorsky (Saziorski), V.M., Aruin, A.S., Selujanov, V.N.*: Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. Berlin 1984.

Anschrift für die Autoren:

Dr. Adamantios Arampatzis
Deutsche Sporthochschule Köln
Institut für Leichtathletik und Turnen
Carl-Diem-Weg 6
50933 Köln
Tel: 0221-4982394