

Universitäts- und Landesbibliothek Tirol

Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Gollhofer, Albert

Erlensee, 1987

7.0 Diskussion der Untersuchungsergebnisse

7.0 Diskussion der Untersuchungsergebnisse

7.1 Spezifität der getesteten Kontraktionsformen

Bei der Korrelationsanalyse der Leistungskennwerte unterschiedlicher Kontraktionsformen wurde als zentrales Ergebnis herausgestellt, daß die Parameter, die das Kraftverhalten in den Kontraktionsformen isometrisch, dynamisch überwindend und dynamisch nachgebend, beschreiben, mit den Parametern, die die Leistungspotenzierung bei Kontraktionen im DVZ charakterisieren, nur geringe Zusammenhänge aufweisen.

7.1.1 Parameter des isometrischen und dynamischen Kraftverhaltens

In Analogie zu den Untersuchungsergebnissen von BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) und SCHMIDTBLEICHER (1980) wurde ein hohes Zusammenhangsmaß zwischen den Schnellkraftparametern des dynamisch überwindenden und des isometrischen Kraftverhaltens beobachtet. SCHMIDTBLEICHER (1980) erbrachte mit Hilfe faktorenanalytischer Betrachtungen den Nachweis, daß das Schnellkraftverhalten im isometrischen und im konzentrischen (dynamisch überwindenden) Kontraktionsverhalten auf denselben Schnellkraftkomponenten beruht.

Der Kraftspitzenwert der exzentrischen Kontraktion ist nach Aussagen von BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) und BÖHRLE et al. (1983) ein Schätzwert für die absolut mögliche Kraft. Dieser Kennwert korreliert in ihren Untersuchungen sehr hoch mit den Parametern des maximal isometrischen und des konzentrischen Kraftspitzenwertes. Nach Untersuchungsberichten von BÖHRLE (1985) beträgt der Korrelationskoeffi-

zient zwischen dem isometrischen und dem dynamisch realisierten Maximalkraftwert $r = .80$ bei Sportstudenten und $r = .95$ bei hochtrainierten Kraftsportlern. In den hier vorgelegten Untersuchungen beträgt das Zusammenhangsmaß $r = .89$ (siehe Tab. 6/7) für die Gesamtgruppe, $r = .91$ für die Gruppe der Studenten und $r = .86$ für die Gruppe der Springer. Bei der Interpretation dieser Koeffizienten muß berücksichtigt werden, daß die von SCHMIDTBLEICHER (1980), BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981) und BÖHRLE (1985) vorgestellten Untersuchungen alle an einer einarmigen Streckbewegung vorgenommen wurden, die hauptsächlich den M. Triceps br. und M. Pectoralis m. betreffen, und daß der konzentrische Ausstoß gegen eine konstante Last der Masse 4.3 kg durchgeführt wurde. Während bei den Untersuchungen an den Armextensoren die absolute Last nur 9.6 % des durchschnittlichen isometrisch erreichbaren Maximalkraftwertes repräsentierte, betrug aufgrund der Geometrie und des Arrangements der Untersuchungsanordnung am BKM die zu bewegende Last ca. 31.2 % des durchschnittlichen isometrischen Maximalkraftwertes. Dieser erhöhte Prozentwert und damit die vergrößerte zu bewegende Last würden zumindest teilweise die höheren Korrelationskoeffizienten der studentischen Vpn zwischen isometrischem und dynamisch überwindendem Kraftverhalten erklären, da aus physikalischer Sicht die isometrische Bedingung nur als Grenzfall der konzentrischen Untersuchungsbedingung betrachtet werden kann. Die geringen Unterschiede in den Korrelationskoeffizienten bei trainierten Vpn sind vermutlich auf koordinative Einflüsse zurückzuführen. Interessanterweise jedoch betrug der dynamisch realisierte Kraftspitzenwert relativiert am erreichten isometrischen Maximum trotz höherer Last 81.5 %, was sich in Übereinstimmung mit den Unter-

suchungen von BÖHRLE (1985) (72 % MVC bei 30 % Last) befindet. Die Ursache für den identischen prozentualen Kraftwert trotz höherer Last dürfte sowohl in der Unterschiedlichkeit der untersuchten Gliederketten, als auch in den unterschiedlichen Untersuchungsanordnungen liegen. Die Führung der Last bei der Beinkraftmessung wurde in einem Winkel von 45° gegen die Vertikale vorgenommen und der Kraftwert ist das Ergebnis vieler synergistisch arbeitender Extensoren Muskeln. Die Armstreckung (SCHMIDTBLEICHER 1980; BÖHRLE 1985) dagegen wurde in der direkten Vertikalen untersucht und ist hauptsächlich von zwei Muskelgruppen (M. Triceps br. und M. Pectoralis m.) verursacht.

Erfolgte die Kontraktion der Beinextensoren nicht dynamisch überwindend, sondern in der exzentrischen Arbeitsweise gegen eine supra-maximale Last, so konnte eine Leistungsverbesserung im realisierten Maximalkraftwert von 9.48+/-5.3 % (isometrische Maximalkraft = 100 %) beobachtet werden. Je nach Untersuchungsanordnung und untersuchtem Muskeltyp werden in der Literatur Werte zwischen 5 und 50 %, bezogen auf das isometrische Kraftmaximum, berichtet (DOSS/KARPOVICH (1965) 13.5 % (Ellbogenflexoren), HABERKORN-BUTENDEICH/KLAUCK (1974) 24.5 % (M. Triceps br.), BÖHRLE (1985) 41.1 % - 47.1 % (M. Triceps br.)), wobei hochtrainierte Athleten durchgängig niedrigere Kraftdefizitwerte (MASSALGIN/USHAKOW 1979) aufweisen als weniger trainierte Vpn (SCHMIDTBLEICHER 1984a). Diese Befunde befinden sich zwar im Hinblick auf eine Krafterhöhung in Übereinstimmung mit den hier vorgelegten Ergebnissen, die Höhe des Kraftdefizits liegt jedoch mit durchschnittlich 9.48+/-5.3 % deutlich unter den in der Literatur veröffentlichten Ergebnissen. Des weiteren treten auch bei den Subpopulationen, die sich aus Leistungssportlern rekrutieren, keine geringeren Defizitwerte auf:

Studenten	$x = 9.72 \pm 5.2 \%$
Volleyballer	$x = 9.19 \pm 4.7 \%$
Kugelstoßer	$x = 13.23 \pm 8.3 \%$
Springer	$x = 7.92 \pm 4.3 \%$

Die Mechanismen zur Erklärung dieses über das willkürlich erreichbare Kraftmaximum hinausgehenden Kraftvermögens können schematisierend in zwei Kategorien eingeteilt werden:

- 1.) Durch die Dehnung des kontrahierten Muskels werden die parallel- und serienelastischen Komponenten des tendomuskulären Systems gedehnt, wobei ein zusätzlicher Spannungsbetrag benötigt wird.
- 2.) Wird ein aktivierter Muskel gedehnt, so können über Sensibilisierungsmechanismen die Muskelspindeln aktiviert werden, wodurch diesem Muskel über afferente Zusatzinnervation ein erhöhtes elektrisches Aktivierungspotential zur Verfügung steht.

Ad 1.) Die Beobachtung, daß ein isometrisch vorkontrahierter Muskel bei Dehnung mit einer erhöhten Spannungsantwort reagiert, ist in der Literatur sehr ausführlich beschrieben. In den Versuchen von FORD et al. (1978, 1981), die das Dehnungsverhalten am isolierten Muskelpräparat untersuchten, ist eine deutliche Spannungserhöhung in den Längen-Spannungskurven zu beobachten. HAUGEN (1983) stellte in einer Serie von Untersuchungen an einer einzelnen Muskelfaser beim Frosch den Zusammenhang zwischen der SRES einerseits (siehe Kap. 2.2.3) und der Muskeldehnung andererseits heraus. In den Arbeiten von FLITNEY/HIRST (1978a,b) und EDMAN et al. (1978a,b), STIENEN et al. (1985) und STIENEN/BLANGE (1985) wird ein ähnlicher Funktionsmechanismus angenommen. Bereits 1969 konnten JOYCE et al. an der decerebrierten Katze dieses Spannungsverhalten registrieren (siehe dazu auch Kap. 2.2: Elastizitätsverständnis in der Muskelphysiologie). In ihren Inter-

pretationen stimmen alle Autoren darin überein, daß bei Dehnung eines isometrisch kontrahierten Muskels die assoziierten Querbrückenformationen gedehnt werden und aufgrund ihrer elastischen Eigenschaften mit einer zusätzlichen Spannungsantwort reagieren. In neueren Arbeiten (HUXLEY 1978; HAUGEN 1983) wurde diese Hypothese zusätzlich durch Interferenzmessungen von molekularen Bewegungsmustern direkt mit Röntgen- bzw. Lasertechnik bestätigt.

In den vorliegenden Untersuchungen der exzentrischen Maximalkraft an der Beinstreckmuskulatur betrug der aufgezwungene Dehnungsweg ca. 5cm. Da sich die Dehnungsstrecke jedoch auf die gesamte Gliederkette der Beinextensoren verteilt und zusätzlich serienelastische Längenveränderungen von Sehnen- und Bindegewebe, sowie die geometrische Anordnung in den Fiederungswinkeln in der Muskulatur in Betracht gezogen werden müssen, sollte die resultierende prozentuale Muskellängenveränderung der Beinextensoren gering sein und damit sehr wahrscheinlich noch weit innerhalb des Gültigkeitsbereiches der SRES (RACK/WESTBURY 1974; FLITNEY/HIRST 1978a,b) liegen.

Ad 2.) Die durchschnittliche Entladungsfrequenz der aktivierten Motoneurone bei maximaler isometrischer Kontraktion liegt je nach untersuchtem Muskel und Erregungsschwelle der analysierten Motoneurone im Bereich von 20 - 35 Hz. (GILLIES 1973; FREUND 1983; BELLEMARE et al. 1983). Bei Erhöhung dieser Entladungsfrequenz durch künstliche Elektrostimulation (IKAI et al. 1967) konnte gezeigt werden, daß sich der resultierende Kraftwert um 30 - 40 % erhöhen kann. Ebenso berichten SCHMIDTBLEICHER et al. (1978) in ihren Experimenten am M. Gastrocnemius von einer deutlichen (30 - 40 %) Zunahme der isometrischen Kraft bei Erhöhung der Stimulationsfrequenz von 25 Hz. auf 100 Hz.

Wird ein isometrisch kontrahierter Muskel in der exzentrischen Phase gedehnt, kann nach Aussagen von HENNEMAN et al (1965 a, b) und HENNEMAN et al. (1974) davon ausgegangen werden, daß zu Beginn der Dehnungsphase alle α - und γ - Motoneurone aktiviert sind und somit auch die in Serie liegenden Muskelspindeln maximal sensibilisiert sein dürften (GOTTLIEB/AGARWAL 1979). Eine Dehnung des Muskels sorgt nun über diese Propriozeptoren für eine zusätzliche elektrische Aktivierung des homonymen Motoneuronenpools. Diese Zusatzaktivierung ist aufgrund ihres phasisch-afferenten Entstehungscharakters hochfrequent (PROCHAZKA/WAND 1981) und sorgt für eine effektive Verlängerung des SRES-Bereiches (NICHOLS/HOUK 1976) (siehe Kap. 2.2) und damit für eine Erhöhung der Spannungsantwort in der Dehnung von assoziierten Querbrücken.

Die Frage, ob Innervationsfrequenzen, die oberhalb des isometrischen Frequenzbereiches liegen, primär eine Erhöhung der Kontraktilität und folglich auch der registrierten Spannung bewirken, oder ob eine Frequenzerhöhung sich nur auf die Verkürzungsgeschwindigkeit des Muskels bei ballistischen Kontraktionen auswirkt (BURKE 1981; FREUND 1983; BELLEMARE et al. 1983), wird in den letzten Jahren zugunsten letzterer Hypothese beantwortet. Vor dem Hintergrund dieser Untersuchungsbefunde liegt die Vermutung nahe, daß eine erhöhte Innervationsfrequenz die aktive Spannung am Muskel während der exzentrischen Phase nicht erhöht, jedoch über die afferenten Zusatzaktivitäten den Wirkungsbereich der SRES verlängert und effektiver gestaltet. Allerdings müssen dabei stets die von GRIMBY et al. (1981) gewonnenen Befunde im Auge behalten werden, daß bestimmte Vpn ihren Muskel erst nach einem entsprechenden Training vollständig aktivieren können. Diese Beobachtung würde die These von BÜHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981)

stützen, daß bei trainierten Vpn die gemessenen Kraftdefizite geringer ausgeprägt sind als bei untrainierten Vpn, die ihren Muskel willkürlich gar nicht maximal aktivieren können. Dadurch wäre es wahrscheinlich, daß es bei dieser Probandengruppe während der Dehnung in der exzentrischen Phase durch die afferente Zusatzaktivierung erst zum vollständigen Tetanus und damit zur erhöhten Kraftentfaltung kommen kann. Als unterstützendes Argument für die von GRIMBY/HANNERZ (1976) gemachten Beobachtungen können die von BÖHRLE/SCHMIDTBLEICHER (1981), BÖHRLE (1985) und SCHMIDTBLEICHER (1984a) registrierten Reduktionen im Kraftdefizitbereich nach gezieltem Krafttraining gewertet werden. Sie erbrachten in Längsschnittstudien den Nachweis, daß bei denjenigen Untersuchungsgruppen der Rückgang im Kraftdefizit am größten war, bei denen mit maximalen Krafteinsätzen trainiert wurde.

Durch den Vergleich der gemessenen Kraftdefizite am Arm- und Bein- strecker soll zumindest indirekt nachgewiesen werden, ob primär die passiven Dehnungseigenschaften des Band- und Muskelapparates oder die zusätzliche afferente Aktivierung die erhöhten Spannungswerte in der exzentrischen Phase bewirken. Vergleicht man die Angaben aus der Literatur über das Kraftdefizit bei der Armmuskulatur mit den hier vorgestellten Angaben über die Beinmuskulatur, so fällt auf, daß die Beinstreckmuskulatur einerseits durchgängig weniger Kraftdefizit aufweist und daß andererseits die berichteten Unterschiede zwischen trainierten und untrainierten Vpn nur äußerst gering ausgeprägt sind.

Einigen Erklärungswert für beide Beobachtungen dürften neben der Tatsache der unterschiedlichen meßmethodischen Anordnung die anatomisch physiologischen Voraussetzungen der Beinextensoren besitzen. Die Beinstreckmuskulatur nämlich verfügt im Gegensatz zur Armstreckmuskulatur

über lange Sehnen in Relation zur Muskellänge (ALEXANDER 1981). Die Dehnungsamplitude ist aber bei beiden Anordnungen vergleichbar gewählt. Unter der Voraussetzung, daß in beiden Fällen die Muskulatur isometrisch maximal kontrahiert ist, die parallel- (Querbrücken) und serienelastischen (Sehnen) Komponenten also vorgespannt sind, bietet sich im Falle der Beinmuskulatur die Möglichkeit, einen weitaus größeren Anteil der Dehnung in den serienelastischen Komponenten zu kompensieren als in den parallelelastischen Strukturen der Muskulatur. Als eine Konsequenz daraus kann abgeleitet werden, daß die propriozeptiven Rezeptoren auf die exzentrische Dehnung weniger sensibel reagieren und deshalb mit geringerer afferenter Impulsabgabe antworten, wodurch die Effektivität und der Wirkungsbereich der SRES nicht optimal gestaltet wird. Vor dem Hintergrund der von BENEDICT et al. (1968) und YAMADA (1970) vorgestellten Dehnungs-Spannung-Kurven von Sehnenmaterial (siehe Kap. 2.3) liegt somit die Vermutung nahe, daß bei der Beinmuskulatur aufgrund der relativ langen Sehne die gewählte Dehnungsamplitude nicht groß genug war, um entsprechende afferente Innervationsprozesse zu initiieren.

Eine weitere Begründung für die Unterschiede beim exzentrischen Kraftverhalten zwischen der Arm- und Beinstreckerkette dürfte in der unterschiedlichen Inanspruchnahme liegen. Während die Armmuskulatur weder im Alltag noch bei den meisten sportlichen Bewegungsvollzügen maximalen exzentrischen Belastungen ausgesetzt ist, wird die Beinstreckmuskulatur beim Gehen, Laufen und Springen, bei einer Vielzahl sportlicher Bewegungen, Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen unterworfen, in denen hohe exzentrisch wirkende Beanspruchungen an die Muskulatur gestellt werden. Dadurch ließe sich der geringere Unterschied zwischen "trainierten" und "untrainierten" Vpn erklären.

7.2 Leistungsparameter bei Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

In den Untersuchungen zur Ermittlung des Schnellkraft-Verhaltens im DVZ wurden, neben den Standsprüngen mit (CMJ) und ohne (SJ) einleitender Ausholbewegung, Tiefsprünge aus verschiedenen Sprunghöhen durchgeführt und somit die auf die Beinextensoren wirkende Dehnungsbelastung progressiv gesteigert.

Dabei ergab sich sowohl bei der Gesamtgruppe als auch bei den meisten Einzelgruppen die Reihenfolge der erzielten KSP-Erhöhungen so, daß bei Standsprüngen mit einleitender Ausholbewegung (CMJ) die höchsten Sprunghöhen realisiert wurden. Lediglich bei der Aufteilung der studentischen Vpn in weibliche und männliche Probanden zeigte sich, daß die weiblichen Versuchsteilnehmer im Durchschnitt bei Tiefsprüngen aus mittleren Höhen die höchsten KSP-Erhöhungen erzielten.

KOMI (1983b) konnte beim Vergleich zwischen der SJ- und der CMJ-Sprunghöhe an Spitzenathleten unterschiedlicher Sportarten feststellen, daß erstens durchgängig in allen Probandengruppen beim Sprung mit Ausholbewegung (CMJ) eine größere KSP-Erhöhung registriert wird als bei Sprüngen ohne Ausholbewegung (SJ) und daß zweitens die quantitativen Überhöhungen (CMJ-SJ) bei den einzelnen Athletengruppen unterschiedlich stark ausgeprägt sind. Diese Befunde entsprechen den hier vorliegenden Ergebnissen. VIITASALO/KOMI (1978), die neben den Sprungkraftleistungen auch die Muskelfaserzusammensetzung an sechs Vpn untersuchten, interpretierten dabei die Differenzen im Sprungkraftbereich hauptsächlich mit unterschiedlichen Faserzusammensetzungen in den Extensorenmuskeln.

Die erzielten Sprunghöhen in den Tiefsprüngen mit steigender Fallhöhe und daher mit zunehmender Dehnungsbelastung der Beinextensoren weisen den in der Literatur (KOMI 1983b) beschriebenen typischen gekrümmten Verlauf mit einem Maximum bei mittleren Fallhöhen auf (Abb. 6/1). Vergleicht man die Verlaufsformen bei den Einzelgruppen, so sind sowohl quantitative als auch qualitative Unterschiede erkennbar. Als quantitatives Kriterium soll hier die Absoluthöhe der erzielten KSP-Erhöhung aufgefaßt werden, wohingegen qualitative Merkmale den Krümmungsverlauf und die Lage des Krümmungsmaximums beschreiben.

Bei allen Probandengruppen ist eine Steigerung der KSP-Erhöhung bei Sprüngen mit Vordehnung gegenüber Sprüngen mit rein konzentrischem Kontraktionsverhalten (SJ) zu beobachten. Dieses Phänomen der Leistungserhöhung wird in der Literatur als "elastic potentiation" bezeichnet und ist nach Ansicht von KOMI/BOSCO (1978) und BOSCO (1982) mindestens zwei Mechanismen zuzuordnen:

Erstens beruht die erhöhte Sprungleistung auf den elastischen Eigenschaften des Muskels, der, bedingt durch die Vordehnung, elastische Energie in den gebundenen Querbrücken während der Dehnungsphase speichern und während der anschließenden Entdehnungsphase (konzentrischer Kontraktionsteil) zusätzlich freigeben kann, wodurch eine erhöhte mechanische Leistung erreicht wird.

Als zweiten Mechanismus ziehen die Autoren die Möglichkeit gesteigerter myoelektrischer Aktivierung, verursacht durch den Dehnungsreflex, in ihr Erklärungsmodell der 'elastic potentiation' mit ein.

Ausgehend von der Theorie des Elastizitätsverständnisses in der Muskelphysiologie, verbunden mit den hier vorliegenden Ergebnissen und den Angaben aus der Literatur, scheint die Ermittlung eines Kennwertes, der gerade die Fähigkeit zur "elastic potentiation" beschrei-

ben soll, einen gewissen Attraktivitätswert zu besitzen. Ein solcher Parameter wurde von VIITASALO/KOMI (1978), BOSCO (1982) und KOMI (1983b, 1984a) vorgeschlagen, indem die Autoren die prozentuale Differenz zwischen der Sprungleistung beim CMJ und beim SJ berechneten.

Geht man davon aus, daß die Fähigkeit zur elastischen Leistungspotenzierung bei allen Sprungformen mit vorgeschalteter Dehnungsphase prinzipiell gegeben ist, erscheint es sinnvoll, den vorgeschlagenen Differenzparameter auf alle Sprungformen - CMJ und Tiefsprünge - auszudehnen. Ein solcher Parameter beschreibt zwar die relative Leistungszunahme oder -abnahme bei Bewegungen im DVZ, läßt jedoch das individuell ausgeprägte Leistungsniveau des rein konzentrischen Sprungverhaltens weitgehend unbeachtet.

Aus diesem Grunde wird in der hier vorliegenden Arbeit die prozentuale Sprungdifferenz mit der Sprungleistung, die im SJ realisiert wurde, als Basisgröße (=100%) zur Beurteilung der Leistungserhöhung bei reaktivem Bewegungsverhalten herangezogen. Dieser Kennwert hat den Vorteil, das individuelle konzentrische Ausgangsniveau zu berücksichtigen, um daran die im DVZ realisierte Sprungleistung zu relativieren. Einschränkend muß jedoch angemerkt werden, daß der Kennwert der prozentualen Leistungssteigerung analog zu dem im vorigen Kapitel diskutierten Kennwert des "Kraftdefizits" die Problematik jeder Prozentwertung aufweist: Vpn mit niedrigerem Ausgangsniveau sind gegenüber Probanden mit höherem Ausgangsniveau bevorzugt. Die berechneten Korrelationskoeffizienten der Prozentparameter mit ihren Bezugskennwerten der absoluten Sprungleistung bestätigen diesen Sachverhalt. Die Höhe dieser Zusammenhänge ist lediglich bei hohen Absprunghöhen signifikant ($p < 0.01$) (Tab. 7/1).

Korrelationen, relative Parameter und deren absolute Kennwerte

	Gesamt (n=88)	Studenten (n=48)	Volleyballer (n=9)	Springer (n=21)
Kdef.	-.106	-.100	-.059	-.039
CMJ	-.065	.082	.181	.188
16	.272	.369	.445	.749*
24	.186	.339	.729	.532
32	.161	.298	.642	.395
40	.108	.200	.608	.552
48	.235	.372	.323	.606
56	.322	.461	.365	.721
64	.345	.400	.508	.729
72	.574*	.637*	.156	.805*
80	.574*	.666*	.425	.885*
100	.769*	.768*	.535	.804*

Die signifikanten Korrelationen sind mit (*) gekennzeichnet

Tab 7/1: Korrelationskoeffizienten zwischen absoluter Sprungleistung und prozentualer Leistungspotenzierung in den unterschiedlichen Belastungsstufen

Wenn sowohl zu Beginn dieser Arbeit als auch bei SCHMIDTBLEICHER/GOLLOFFER (1985) das reaktive Bewegungsverhalten als die Fähigkeit des Organismus bezeichnet wird, aus einer abbremsenden (exzentrischen) Bewegung heraus in kürzester Zeit einen möglichst hohen konzentrischen Kraftstoß realisieren zu können, so scheint diese Definition in erster Hinsicht nicht in Analogie zum hier gewählten Analyseparameter der prozentualen Sprunghöhenerfassung zu stehen. Zieht man die von SCHMIDTBLEICHER (1984b) vorgeschlagene allgemeine Definition des Schnellkraftbegriffes mit in Betracht, nämlich das Vermögen, in der zur Verfügung stehenden Zeit einen möglichst großen Kraftstoß realisieren zu können, dann scheint der vorgeschlagene Prozentparameter

zusammen mit den Kennwerten aus den unterschiedlichen Kraftentfaltungsformen (isometrisch, dynamisch) die reaktive Leistung im DVZ am besten zu erfassen.

7.3. Dimensionsanalyse der Schnellkraft-Komponenten

Untersuchungen zur Generalität und Spezifität dieser konditionellen Leistungskomponente (siehe Kap. 1.2) und Literaturberichte über die "relativ eigenständige Dimension" des reaktiven Bewegungsverhaltens (WERCHOSHANSKIJ 1972) lassen es notwendig erscheinen, das Schnellkraftverhalten in allen vorgeschlagenen Kontraktionsformen in eine Dimensionsanalyse einzubeziehen und nach den spezifischen Bedingungsfaktoren zu untersuchen. Auch sind in der vorliegenden Literatur keine statistischen Untersuchungsansätze beschrieben, die eine solche Analyse zum Gegenstand hatten.

Ausgangspunkt dieses Analyseschrittes bildete die Beobachtung von SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1985), daß die absoluten Leistungen in verschiedenen Sprungformen mit den Kennwerten des isometrischen Kraftverhaltens nur mittlere Korrelationen aufwiesen. Da die Untersuchungen sowohl an krafttrainierten Athleten (Kugelstoßer $n = 11$) als auch an sprungkrafttrainierten Sportlern der nationalen Spitzenklasse vorgenommen wurden (Hochspringer $n = 8$), können die Analysebefunde als Hinweis für eine eigenständige Dimension und damit für eine Bestätigung der von WERCHOSHANSKIJ (1972) vorgestellten Hypothese gewertet werden.

Es wurde versucht, anhand einer genügend großen Stichprobe allgemein und zunächst ohne Berücksichtigung physiologischer Parameter die

Dimensionalität der erhobenen Leistungsparameter festzulegen und nach sportwissenschaftlichen Gesichtspunkten zu beurteilen.

Als wesentlichstes Ergebnis dieser Dimensionsanalyse kann festgehalten werden:

1.) Die Analyse des Schnellkraftverhaltens in den untersuchten Kontraktionstypen liefert bei der vorliegenden Parametrisierung eine 3-faktorielle Schnellkraftstruktur. Diese drei Faktoren klären einen Gesamtvarianzanteil der einbezogenen Variablen von 76.5% auf.

2.) Es kann eine eindeutige Zuordnung der erhobenen Parameter zu den ermittelten Faktoren vorgenommen werden. Diese Aussage trifft sowohl für die Analyse der Gesamtstichprobe als auch für die entsprechenden Analysen in den Einzelgruppen zu.

3.) Aufgrund der Ladungsstruktur der einzelnen Parameter auf die ermittelten Faktoren kann das Schnellkraftverhalten wie folgt eingeteilt werden:

Faktor 1: Faktor 1 kann als "Krafftaktor" bezeichnet werden. Dieser ist durch die ermittelten Parameter der isometrischen, dynamisch nachgebenden und dynamisch überwindenden Kontraktionsform bestimmt.

Faktor 2: Faktor 2 wird als REAK.nieder bezeichnet. Er beschreibt das reaktive Bewegungsverhalten bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen mit geringen Dehnungsbelastungen (z.B. CMJ, Tiefsprünge aus niederen Absprunghöhen).

Faktor 3: Faktor 3 wird als REAK.hoch bezeichnet. Er beschreibt das reaktive Bewegungsverhalten bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen mit hohen Dehnungsbelastungen (z.B. Tiefsprünge aus großen Absprunghöhen).

FAKTOR-MATRIX

Faktorwerte

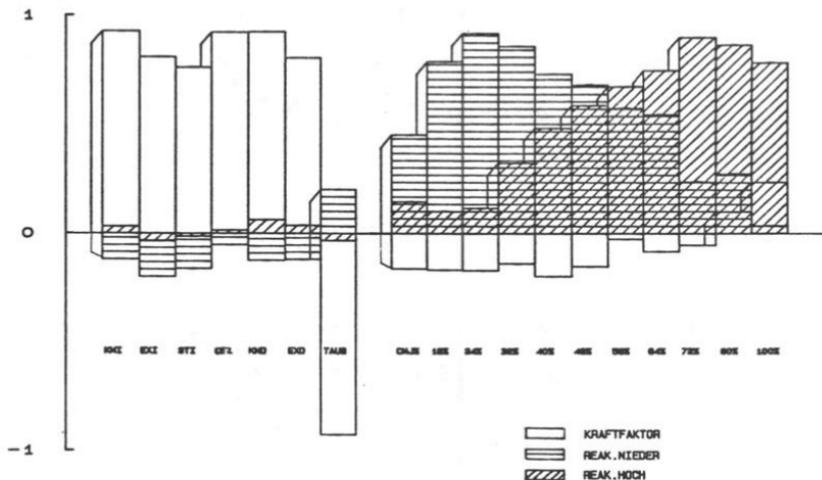


Abb. 7/1: Histogramm der Faktorenladungen einzelner Variablen in Relation zur ermittelten drei-faktoriellen Dimensionsanalyse

An dieser Stelle muß hinzugefügt werden, daß bei der Berechnung von Faktorenanalysen "trainierter" und "untrainierter" Populationen in der Regel ganz spezifische Ergebnisse erzielt werden können und daß die Interpretation der extrahierten Faktoren sich immer an den Vorbedingungen bzw. Eigenschaften der gewählten Stichprobe orientieren sollte. Aus diesem Grunde argumentierte SCHMIDTBLEICHER (1980), daß "valide Aussagen über Faktoren" nur an "trainingshomogenen" Populationen vorgenommen werden sollten. Die Tatsache, daß in der hier

vorliegenden Untersuchung trotz hoher Inhomogenität bezüglich des Trainingszustandes die Faktorenstruktur sowohl in der Gesamtgruppe als auch in allen Subpopulationen eine nahezu identische Ausprägung zeigt, legt den Schluß nahe, daß die Polarität der extrahierten Faktoren so groß ist, daß stichprobenspezifische bzw. leistungsinhomogene Effekte überlagert werden. Es scheint zudem wahrscheinlich, daß die Bindung derjenigen Variablen, die den Faktor 1 bestimmen, wesentlich höher ist als bei den Parametern des reaktiven Bewegungsverhaltens. Ein Indiz für diese Hypothese könnte darin liegen, daß beim Vergleich zwischen 2- und 3-faktorieller Analyse in allen Stichproben bei einer 3-dimensionalen Struktur zuerst die reaktiven Komponenten (REAK.hoch und REAK.nieder) aufsplitten und nicht die Kraftkomponente, wie durch die Untersuchungen von SCHMIDTBLEICHER (1980) zu vermuten wäre.

Die von WERCHOSHANSKIJ (1972), SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1985) und GOLLHOFER (1985b) vermutete "relative eigenständige Dimension" des reaktiven Kraftverhaltens wird durch die vorliegende Untersuchung bestätigt. Diese Aussage ist weitgehend unabhängig von der jeweiligen Zugehörigkeit zu Subpopulationen. Allerdings muß an dieser Stelle eingeräumt werden, daß die gewählten Stichproben sich einerseits aus Studenten und Studentinnen der Sportwissenschaft und andererseits aus Volleyballspielern und Springern verschiedener Nationalkader zusammensetzten, also alle über sportliche Erfahrungen verfügten. Aufgrund der teilweise geringen Anzahl von Vpn in den einzelnen Stichproben konnte die Forderung nach disziplinspezifischer Repräsentanz nicht durchgängig erfüllt werden. Diese Einschränkung besteht allerdings bei einer Vielzahl von statistischen Analysen, insofern sie sich mit Spitzenathleten befassen.

7.3.1 Konsequenzen aus der dreidimensionalen Schnellkraft-Struktur

Die Analyse zur Dimensionalität des Schnellkraftverhaltens wurde mit Hilfe eines mathematisch-statistischen Verfahrens vorgenommen, ohne daß bisher die praxisrelevanten Aussagemöglichkeiten diskutiert wurden.

Eine gleichsam sportwissenschaftliche und trainingspraktische Bedeutung der ermittelten Faktorenstruktur läßt sich vor allem an folgenden Themenkomplexen aufzeigen:

1: Auf der Basis der drei extrahierten Faktoren kann nun jeder einzelnen Vp ein individueller Ladungswert pro Faktor zugeordnet werden. Durch die Einordnung einzelner Vpn mit Hilfe ihrer individuellen Faktorenladungen auf die drei extrahierten Faktoren müßte zum einen eine Rangreihenbildung und Diagnose bezüglich des augenblicklichen Ausprägungsgrades der Schnellkraftleistungsfähigkeit möglich sein, zum anderen könnten auch mit der Verteilung der Faktorenladungen zwischen einzelnen Subpopulationen Aussagen über das Ausmaß der Trainingsanpassung spezifischer Schnellkraftkomponenten vorgenommen werden. Eine Voraussetzung dazu wäre, daß sich neben dem Vorhandensein von repräsentativen Stichproben die mittleren Ladungszahlen in einem extrahierten Faktor zwischen einzelnen Subpopulationen unterscheiden.

2: Für die physiologischen und sportwissenschaftlichen Themenbereiche gleichsam bedeutend ist die Klärung der Frage nach den zugrunde liegenden Einflußgrößen der hier vorgestellten Strukturierung. Hierzu sind besonders nach Kap.2 und Kap.3 die Themenkomplexe der tendo-muskulären und neuronalen Regulation bei der

Realisierung einer der untersuchten Kontraktionstypen von Bedeutung.

3: Die Strukturierung der Schnellkraft nach drei unabhängigen Komponenten erfordert für die Trainingspraxis die Konsequenz, daß eine Verbesserung einer dieser Komponenten mit spezifischen, gesonderten Trainingsmethoden trainiert werden muß.

7.3.1.1 Die Bedeutung der individuellen Faktorenladungen für die Bestimmung der Schnellkraftleistungsfähigkeit

Nach der Berechnung individueller Faktorenladungen sollten die untersuchten Personen in eine Rangreihenfolge hinsichtlich ihrer jeweiligen Faktorenwerte gebracht und in Bezug zu den tatsächlich erreichten Schnellkraftleistungen in den einzelnen Testformen gesetzt werden. Um diese Vorgehensweise zu verdeutlichen, wurden die Personen mit jeweils höchster und niedrigster Faktorenladung ermittelt. Über die Höhe dieser individuellen Faktorenladungen können relativ einfach Defizite im Ausprägungsgrad entsprechender Schnellkraftkomponenten ermittelt werden. Ein solches Analyseverfahren muß sich allerdings an der Interpretierbarkeit der hier vorgestellten Faktorenwerte orientieren. Der individuelle Faktorenwert wird auf der Basis der Korrelationsmatrix aller analysierten Vpn errechnet, wobei theoretisch anzunehmen wäre, daß sich durch die Hinzunahme weiterer Probanden, insbesondere durch die Einbeziehung sog. "Extremgruppen" (z.B. vollkommen untrainierter Personengruppen) die Korrelationsstruktur insgesamt verschiebt, womit eine Veränderung individueller Faktorenwerte einhergehen kann. Um einen entsprechenden Effekt in der vorliegenden Gesamtstichprobe zu

kontrollieren, wurde mit Hilfe einer Korrelationsanalyse gezeigt, daß die Faktorenwerte in den Einzelgruppen hinsichtlich der Interdependenz der extrahierten Faktoren keine Gruppenspezifität aufweisen. Dieses Ergebnis konnte durch separate, d.h. gruppenspezifische Berechnung von Faktorenanalysen bestätigt werden. Die Analysen erbrachten dieselbe Faktorenstruktur mit nahezu identischer Eigenwertbilanz (siehe Tab. 6/9). Die Tatsache, daß bei den Studenten nach Hinzunahme des dritten Faktors nur 73.9 % der Gesamtvarianz im Gegensatz zu 83.6 % bei der Gruppe der Athleten aufgeklärt wird, basiert auf der größeren Homogenität, die wahrscheinlich durch die geringere Variabilität der koordinativen Fähigkeiten dieser Probandengruppe zustande kommt. Um die prinzipiellen Möglichkeiten der vorgestellten Überlegungen zu demonstrieren, wird im Fortgang der Interpretation dieser Faktorenladungen deshalb davon ausgegangen, daß die vorliegende Stichprobe im Hinblick auf die Ausprägung von Schnellkraftfähigkeiten als repräsentativ zu betrachten ist.

In Tab. 6/11 sind zur Überprüfung der Frage, ob sich die Gruppe der trainierten Vpn in der Höhe der individuellen Faktorenladungen signifikant von der Gruppe der untrainierten Vpn unterscheidet, die Mittelwerte und Standardabweichungen der Gesamt- und Einzelgruppen zusammengestellt.

Der deutlichste Unterschied beider Gruppen kann bei den Mittelwerten des Kraftfaktors festgestellt werden, gefolgt von den Kennwerten des dritten (REAK.hoch) und des zweiten (REAK.nieder) Faktors. Daß die Studenten in der Ausprägung des Faktors, der das reaktive Bewegungsverhalten bei niederen Einsprunghöhen beschreibt, höhere Faktorenwerte besitzen als die Gruppe der trainierten Athleten, ist zumindest teilweise auf das geringe Ausgangsniveau der Studenten besonders der

Studentinnen beim Squat Jump zurückzuführen. Dieser Vorteil kann jedoch nur solange aufrechterhalten werden, solange die Dehnungsbelastung gering ist. Bei höheren Einsprunghöhen zeigt die Gruppe der sprungtrainierten Athleten, wie die Mittelwertanalyse des Faktors (REAK.hoch) beschreibt, signifikant bessere Resultate.

Die im vorigen Abschnitt aufgeworfene Frage, ob die individuellen Faktorenladungen als Diagnoseverfahren zur Ermittlung des augenblicklichen Leistungsvermögens im Schnellkraftbereich herangezogen werden können, läßt sich positiv beantworten.

Um dieses Klassifizierungsverfahren zu demonstrieren, sind in Abb. 7/2 exemplarisch die Schnellkraftleistungen und der erzielte Faktorwert (Score) von jeweils zwei Vpn mit minimalem und maximalem Faktorwert in den drei ermittelten Dimensionen dargestellt.

Wie aus den Abbildungen hervorgeht, können mit dieser Analyseverfahren die Athleten im Hinblick auf den Ausprägungsgrad der drei Komponenten des Schnellkraftvermögens beurteilt werden. Für jede Schnellkraftdimension ist eine Beurteilung möglich. Mit Hilfe der individuellen Faktorenwerte können so Leistungsprofile einzelner Vpn oder Athleten vor dem Hintergrund der Gesamtpopulation oder auch auf der Basis von sportartspezifischen Leistungsmittelwerten z.B. eines Nationalkaders erstellt werden. Über die individuellen Rangpositionen innerhalb der Referenzgruppe bietet sich die Möglichkeit, somit Defizite in den einzelnen Komponenten der individuellen Schnellkraftfähigkeit zu ermitteln.

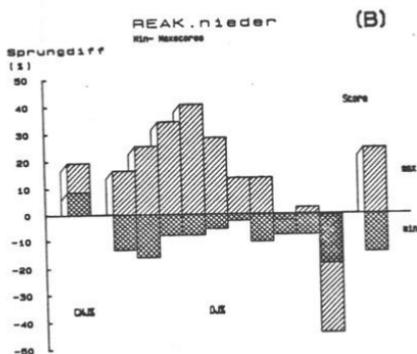
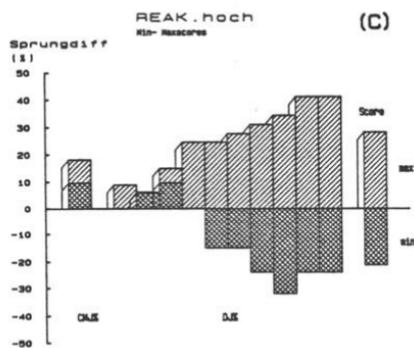
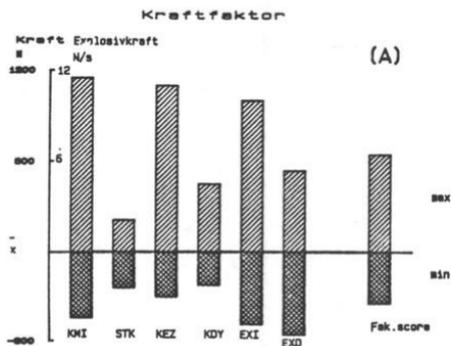


Abb. 7/2A,B,C: Exemplarische Darstellung der Schnellkraftleistungen verschiedener Vpn mit maximalem bzw. minimalem Faktorenwert: Faktor 1 (A), Faktor 2 (B) und Faktor 3 (C)

Dieses Verfahren liefert eine Erweiterung zu den in der Literatur vorgeschlagenen Diagnoseverfahren (z.B. BALLREICH/KUHLOW 1980; KUHLOW 1980a,b; TROUSIL 1980), indem globale Aussagemöglichkeiten über die Schnellkraftfähigkeit allgemein, ihre Komponenten im einzelnen und über sportartspezifische Schnellkraftanforderungen vorgenommen werden können.

7.3.1.2 Die Frage nach der Trainierbarkeit einzelner Schnellkraftkomponenten

Sämtliche Untersuchungen in der hier vorliegenden Arbeit wurden im Querschnittsdesign durchgeführt. Deshalb müssen Fragen nach potentiellen Veränderungsmöglichkeiten einzelner Schnellkraftkomponenten durch spezifisches Training noch abgeklärt werden. Angaben in der trainingswissenschaftlichen Literatur können an dieser Stelle zunächst herangezogen werden, um zumindest indirekt eine Schlussfolgerung über die Trainierbarkeit zu ziehen.

In einem weitergehenden Schritt soll angenommen werden, daß eine der vorgestellten Schnellkraftkomponenten dann als trainierbar gelten kann, wenn sich Subpopulationen, die nach dem Kriterium der praktizierten Sportart ausgewählt wurden, im Mittel signifikant in einer Faktorenladung unterscheiden. Es wird als unwahrscheinlich angesehen, daß eine Subpopulation über wesentlich veränderte genetische Dispositionen verfügt. Eine vorliegende Differenz im Schnellkraftvermögen einer Komponente würde demnach durch Training hervorgerufen.

Nach einer Vielzahl von Aussagen in der Literatur (z.B. SCHMIDT-BLEICHER 1980; HÄKKINEN/KOMI 1983a,c; BÖHRLE 1985) sind im Bereich des isometrischen und dynamisch-überwindenden Kraftverhaltens Trainings-

adaptationen durch unterschiedlich akzentuierte Krafteinsätze als gesichert anzusehen. Jedes Training mit diesen Krafttrainingsmethoden hat eine spezifische Veränderung einzelner Variablen des isometrischen und dynamischen Kraftverhaltens zur Folge, welche durch den globalen Charakter des hier formulierten Kraftfaktors nicht weiter spezifiziert werden können. Die gruppenspezifische Analyse der Mittelwerte im Kraftfaktor weist hochsignifikante Unterschiede im Gruppenvergleich trainierter (Springer) und untrainierter (Studenten) Vpn auf. Dieses Ergebnis ist zwar von der wissenschaftlichen Bedeutung her gesehen für die Sportwissenschaft trivial, da offensichtlich erwartet werden kann, daß sich trainierte Athleten von untrainierten Sportlern im Kraftfaktor unterscheiden. Für die Richtigkeit der vorgestellten Hypothese zur Trainierbarkeit einzelner Komponenten ist diese Feststellung jedoch von Bedeutung.

Die Frage nach der Trainierbarkeit der beiden reaktiven Faktoren ist bislang noch ungeklärt. Es gibt zwar einige Aussagen über Veränderung von SJ- und CMJ-Leistungen durch ein Training mit explosiven maximalen Krafteinsätzen und Sprungformen mit Zusatzlasten (HÄKKINEN et al. 1985a,b,c). In allen Studien wurden jedoch lediglich die absolut realisierten Sprunghöhen im SJ und CMJ erhoben. Aus den durchgängig signifikanten Korrelationskoeffizienten zwischen absoluten Sprungkraftleistungen und Parametern von isometrischen und konzentrischen Kontraktionen erscheint es wahrscheinlich, daß ein Krafttraining auch das Niveau der absoluten Sprungkraftleistungen verbessern kann. Bis heute ist allerdings eine systematische Längsschnittstudie, die eine gezielte Überprüfung der Veränderung reaktiver Faktoren zum Inhalt hatte, mit einer genügend hohen Probandenzahl weder im Bereich niederer noch im Bereich hoher Dehnungsbelastungen vorgelegt worden.

Ein Vergleich der Mittelwerte der individuellen Faktorenwerte zwischen den Subgruppen erbrachte einen signifikanten Unterschied auf demjenigen Schnellkraftfaktor, der das reaktive Bewegungsverhalten bei hohen Dehnungsbelastungen beschreibt und einen nicht signifikanten Unterschied bei den niederen Dehnungsbelastungen. Hierbei war bei der Gruppe der sprungtrainierten Vpn die Fähigkeit, bei hohen Dehnungsbelastungen zu potenzieren, besser ausgebildet als bei der Gruppe der weniger trainierten Studenten. Bei niederen Dehnungsbelastungen verfügten die leistungsschwächeren Studenten, wenn auch nicht signifikant, über höhere Faktorenwerte.

Bei näherer Betrachtung ist dieser Sachverhalt zunächst überraschend. Aus der Sicht der Trainingswissenschaft müsste man annehmen, daß trainierte Vpn ebenfalls im Bereich niederer Dehnungsbelastungen über eine besser ausgebildete Leistungspotenzierung verfügen, als die deutlich leistungsschwächere Gruppe der studentischen Probanden (siehe Abb. 6/1).

Eine weitergehende Analyse der individuellen Faktorenladungen zeigt, daß innerhalb der letztgenannten Probandengruppe besonders die weiblichen Vpn eine erhöhte Leistungspotenzierung und damit hohe Faktorenwerte im Bereich niederer Dehnungsbelastungen aufweisen.

Dieses Resultat könnte zum einen dadurch zustandekommen, daß besonders die weiblichen Probanden über relativ niedere absolute Sprungkraftleistungen verfügen und damit der Prozentparameter der Leistungserhöhung die tatsächliche Potenzierung überschätzt. Da jedoch die Gruppe der Studentinnen gleichzeitig auch über sehr hohe absolute Sprungdifferenzen - zwischen SJ und den reaktiven Sprungformen - verfügt, scheint eine Interpretation, die sich nur auf die Besonderheit des

Prozentparameters stützt, nur einen unzureichenden Erklärungswert zu besitzen.

Einen modifizierten Erklärungsansatz bietet die Beobachtung, daß Vpn mit niedriger Ausgangsleistung, sowohl prozentual als auch absolut gesehen, sehr viel schneller eine Leistungsprogression erzielen als hochtrainierte Athleten, die eine vergleichbare Leistungssteigerung nur unter großen Anstrengungen erreichen können. Daraus könnte der Schluß gezogen werden, daß besonders die Vpn mit geringer Sprungkraftfähigkeit von den leistungspotenzierenden Effekten im DVZ profitieren. Diese Argumentation würde jedoch konsequenterweise eine Nichtlinearität des leistungspotenzierenden Effekts voraussetzen, was wiederum bedeuten würde, daß - absolute und prozentuale - große Leistungssteigerungen im niederen Sprunghöhenniveau ebenso beurteilt werden müßten, wie geringe Potenzierungen bei hohem Leistungsniveau. Eine Folge davon wäre, daß dann die individuellen Meßergebnisse nicht direkt verglichen werden können. Diese Überlegung findet jedoch in der Beobachtung ihre Grenzen, daß sowohl in der Gesamt- als auch in den Einzelstichproben kein signifikanter Zusammenhang zwischen der absoluten Sprungkrafterhöhung und der absoluten Sprunghöhe im niederen Dehnungsbelastungsbereich besteht.

Einen zusätzlichen Interpretationsansatz liefert die Beobachtung, daß insbesondere die weiblichen Vpn die maximale Leistungspotenzierung (siehe Abb.6/1) nicht beim CMJ, sondern erst in den Tiefsprungserien, also bei höheren Dehnungsbelastungen, erzielen.

SJ und CMJ können als selbstinitiierte Bewegungsfertigkeiten aufgefaßt werden, bei dem die Vp selbst den Zeitpunkt und den Verlauf der Kontraktion beeinflusst. Dahingegen ist beim Tiefsprung durch die erhöhte Absprungstelle die zu bewältigende exzentrische Belastung weitgehend

vorgegeben. Diese "externale" Einflußgröße wirkt auf den Bewegungsapparat und verursacht erst die adäquate Auslösung leistungspotenzierender Effekte, die bei selbstinitiierten Bewegungsformen wahrscheinlich nicht beansprucht werden konnten.

Das würde allerdings bedeuten, daß die Fähigkeit zur Leistungspotenzierung bei den weniger trainierten Probanden im niederen Dehnungsbelastungsbereich besser ausgebildet ist, als bei den besser trainierten Vpn. Obwohl sich diese Leistungsverteilungen auch an Spitzenathleten finden lassen, wie sie in Tab. 7/2 als Einzelergebnisse dargestellt sind, muß man in Betracht ziehen, daß die von diesen Athleten erzielten absoluten Sprunghöhen bei beiden Probanden nicht im maximalen Sprungkraftbereich liegen.

Name	SJ	CMJ	16cm	24cm	32cm	40cm	48cm	56cm	64cm	
ME	45.5	46.7	44.4	49.1	51.5	54.1	54.1	55.3	50.3	Sprunghöhe
		1.2	-1.1	3.6	6.0	8.6	8.6	9.8	4.8	abs.Diff.
		2.6	-2.4	7.9	13.2	18.9	18.9	21.5	10.5	% Diff.
HO	31.6	36.7	39.9	38.8	38.8	39.9	37.7	39.9	37.7	Srunghöhe
		5.1	8.3	7.2	7.2	8.3	6.1	8.3	6.1	abs.Diff.
		16.1	26.3	22.8	22.8	26.3	19.3	26.3	19.3	% Diff.

Tab 7/2: KSP-Erhöhung, absolute Sprungkraftdifferenz und prozentuale Leistungspotenzierung zwei Athleten (Nationalkader Zehnkampf (ME) und Kunstturnen (HO))

Es wäre durchaus denkbar, daß auch bei diesen Athleten im SJ und CMJ noch keine maximale willkürliche Aktivierung realisiert werden kann, wohl aber aufgezwungenerweise bei den Tiefsprungbedingungen. Am deutlichsten tritt das beschriebene Phänomen bei den weiblichen Vpn -aber auch bei Spitzensportlerinnen im Bereich der Wettkampfgymnastik und

des Kunstturnens (SCHMIDTBLEICHER/BÖHRLE unveröffentlichte Ergebnisse)
- auf.

Auf der Suche nach den möglichen Ursachen für diese Beobachtung lassen sich in der Literatur Hinweise finden, die darauf hindeuten, daß prinzipielle physiologische und anatomische Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Vpn angenommen werden müssen. Beim geschlechtsspezifischen Vergleich ergeben sich Differenzen im Hinblick auf eine verlängerte elektromechanische Kopplungszeit (EMD) bei den weiblichen Vpn (BELL/JACOBS 1986). Darüberhinaus gibt es Diskussionsbeiträge (KOMI 1984a; KOMI/KARLSSON 1979), daß auch die serienelastischen Strukturen (Bindegewebe, Sehnen usw.) bei weiblichen Personen qualitativ anders ausgeprägt sind.

Die elektromechanische Kopplungszeit, der Zeitraum zwischen dem Auftreten elektromyographischer Aktivität und der ersten meßbaren Muskelspannungsentwicklung, ist durch die Reizleitung auf dem Muskel und die ⁺⁺Ca⁺⁺-Freisetzung gekennzeichnet. Mechanisch wird diese Zeitspanne hauptsächlich benützt, um die serienelastischen Komponenten vorzuspannen (CAVANAGH/KOMI 1979). So ist die EMD bei konzentrischen Kontraktionen, in denen die serienelastischen Strukturen nicht vorgespannt sind, länger, als bei exzentrischen Kontraktionen, bei denen der Muskel isometrisch vorkontrahiert ist.

Unter der Annahme veränderter Steifnesswerte zwischen männlichen und weiblichen Vpn, könnte die verlängerte EMD als Indiz bewertet werden, um die geringeren Explosivkraftwerte der weiblichen Vpn bei isometrischen (EXI = 6.955 N/ms) und dynamischen (EXD = 5.592 N/ms) Untersuchungsbedingungen (im Gegensatz EXI(Studenten) = 9.25 N/ms; EXD = 8.339 N/ms) zu erklären.

Diese Überlegungen lassen sich wie folgt zusammenfassen:

Die weiblichen Vpn sind aufgrund ihrer verlängerten EMD und ihrer reduzierten Stiffnesswerte im serienelastischen Bereich nicht ausreichend in der Lage, bei SJ-Bedingungen ihre potentiellen Möglichkeiten maximal zu entwickeln. Erst beim CMJ kann aufgrund der längeren Kontaktzeit und der günstigeren biomechanischen Ausgangssituation durch die Dehnungsphase ein effektiverer Kontraktionsverlauf erzielt werden. Beim CMJ und erst recht bei den folgenden Tiefsprüngen führt deshalb die "unterschätzte" SJ-Leistung zu hohen absoluten und prozentualen Sprungdifferenzkennwerten.

Legt man die aus der Faktorenanalyse gewonnenen Komponenten zugrunde, könnte die Frage nach der Trainierbarkeit reaktiver Bewegungsleistungen nur für den Bereich hoher Dehnungsbelastungen positiv beantwortet werden.

Die Induktivität dieser Folgerung macht es jedoch notwendig, im Bereich des Trainings reaktiver Komponenten eine gezielte Längsschnittstudie zu fordern. In einer solchen Untersuchung müssten in einer mehrwöchigen Studie neben einem isolierten Krafttraining im isometrischen und dynamischen Kontraktionsbereich reaktive Bewegungsformen mit niederen und hohen Dehnungsbelastungen bei Gruppen mit identischem Ausgangswert hinsichtlich ihrer individuellen Faktorenladungen durchgeführt und der Trainingserfolg erfaßt werden. Unter Hinzunahme einer Kontrollgruppe könnte somit nach dem "randomized-bloc-system" exakt die jeweilige Trainingswirkung in Abhängigkeit vom Ausprägungsgrad der entsprechenden reaktiven Komponente ermittelt werden.

7.3.1.3 Biomechanische Prinzipien als Erklärungsmodell des reaktiven Bewegungsvermögens bei Sprüngen mit und ohne Ausholbewegung

Bevor auf die prinzipielle Möglichkeit zur Leistungssteigerung im DVZ eingegangen wird, muß die Tatsache, daß in fast allen Untersuchungsgruppen die prozentuale Sprungerhöhung im CMJ stärker ausgeprägt war als bei den Tiefsprüngen, näher beleuchtet werden.

In der Biomechanik wird häufig zur Erklärung des Phänomens, daß bei Sprüngen mit Ausholbewegung höhere Sprungwerte erzielt werden als bei Sprüngen ohne diese einleitende Phase, das Prinzip der Anfangskraft herangezogen (HOCHMUTH 1974). Dieses Prinzip besagt, daß durch die einleitende Tiefentlastung des Körpers und den kompensatorischen Bremsstoß der resultierende Bewegungsimpuls vergrößert ist.

In Abb. 7/3A,B,C sind jeweils von der identischen V_p exemplarisch die KZK und die WZK zusammen mit ihren jeweiligen differenzierten Zeitverläufen beim SJ (A) und beim CMJ (B) aufgezeigt. Im oberen Teil der Abbildung sind die gemittelten EMG-Muster der wichtigsten Beinextensoren zusammengestellt. In Abb. 7/3C wurde zur Verdeutlichung des "Ausholeffektes" das Ergebnis aus der Subtraktion der Meßkurven beider Untersuchungsbedingungen dargestellt, dabei bezieht sich die Subtraktion auf die Differenz zwischen dem i -ten Punkt einer CMJ-Kurve und dem zeitgleichen Kurvenwert beim SJ. Als Triggerbasis für Zeitgleichheit wurde der Nulldurchgang der Kraftkurve beim Absprung gewählt. Die

SQUAT JUMP

COUNTER-MOVEMENT-JUMP

CMJ MINUS SQJ

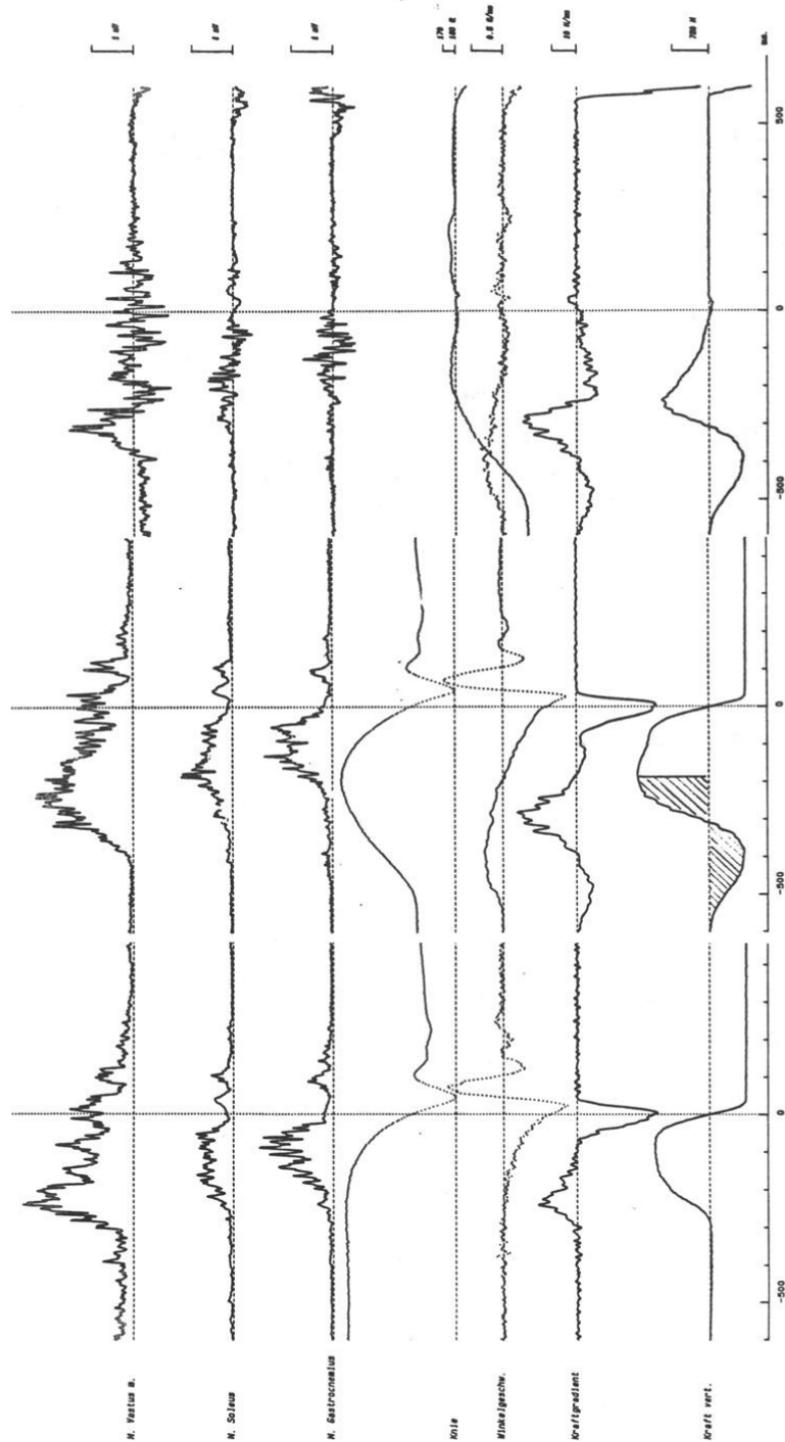


Abb. 7/3A, B, C: Gemitteltes EMG der Beinextensoren, Winkel- und Kraft-Zeit-Verläufe einer Vp beim Squat Jump (SJ) (A) und beim Countermovement Jump (CMJ) (B). Teil (C) stellt das Ergebnis der Subtraktion (B - A) dar. Die vertikale Linie markiert den Zeittrigger für die Subtraktion.

funktionellen Phasen zur Interpretation der Kraft-Zeit-Kurven nach dem Prinzip der Anfangskraft sind in der Abbildung jeweils schraffiert eingezeichnet. Eine Analyse der Flächen in diesen einzelnen Phasen liefert das Ergebnis, daß sich die als "Beschleunigungsstoß" interpretierte Fläche (unschraffiert) zwischen CMJ- und SJ-Bedingung nur um 0.75 % unterscheidet. Eine Überprüfung dieses Sachverhaltes aus den Differenzkurven erbrachte konsequenterweise dasselbe Ergebnis. Diese Beobachtung legt die Vermutung nahe, daß das Prinzip der Anfangskraft als Erklärungsmodell für eine Sprungerhöhung durch einleitende Ausholphasen allein nicht herangezogen werden kann, da sich die Zielgröße, KSP-Erhöhung, in beiden Untersuchungsbedingungen immerhin um 16,41 % unterscheidet.

In beiden Bedingungen wird die konzentrische Arbeitsweise aus der 90° Position im Kniegelenk mit identischer konzentrischer Winkelgeschwindigkeit begonnen. Deshalb scheint ein weiteres Prinzip aus der Biomechanik, das Prinzip des optimalen Beschleunigungsweges ebenfalls nicht in Betracht zu kommen. HOCHMUTH (1974, S.198) charakterisiert dieses Prinzip mit den Worten "einen optimal langen Beschleunigungsweg auszunutzen". Eine weitergehende Interpretation dieses Prinzipes allerdings könnte in der Weise vorgenommen werden, daß lediglich gefordert wird, die erzielte kinetische Energie am Ende des nach Voraussetzung konstanten Beschleunigungsweges maximal zu halten.

Physikalisch formuliert bedeutet dies:

$$\text{kinetische Energie} = \text{Kraft (K)} * \text{Weg (S)} \quad (7.4.01.)$$

mit (S = konstant) ist die Größe der Kraft (K) auf dem Beschleunigungsweg S die entscheidende Größe. Da (K) auf dem Weg (S) nicht als

konstant zu betrachten ist, muß durch Integration der Kraft-Zeit-Kurve während der Beschleunigungszeit zunächst der Kraftstoß errechnet werden. Die Division mit der Beschleunigungszeit liefert die mittlere Kraft (\bar{K}).

Aus (7.4.01) folgt:

$$\text{kinetische Energie} = \int_{t_1}^{t_2} K \cdot dt \quad * S \quad (7.4.02.)$$

Das Integral des Beschleunigungsstoßes aus Abb. 7/3A beträgt in elektrischen Maßeinheiten 68.557 mVs, das Integral aus Abb. 7/3B ist 69.071 mVs. Die entsprechende Zeitdauer beträgt 311 bzw. 191 ms. Daraus ergibt sich für den ersten Faktor aus Gleichung 7.4.02 eine Erhöhung der mittleren Beschleunigungskraft in CMJ-Bedingungen um 64.03 % gegenüber SJ-Bedingungen.

Auf der Basis dieser Berechnung liegt die Schlußfolgerung nahe, daß im vorliegenden Beispiel die Anfangskraft nicht die Höhe des Beschleunigungsstoßes bestimmt, sondern daß die Anfangskraft plus die reduzierte Beschleunigungszeit entlang des konstanten Weges die mittlere Beschleunigungskraft erhöht. Diese Interpretation würde auch die in Kap. 1 vorgestellte Definition des reaktiven Bewegungsvermögens unterstützen, da sie sowohl Bewegungsimpuls- als auch Zeitaspekte miteinander verbindet.

Betrachtet man die Aktivierungsmuster des M. Vastus, M. Soleus und M. Gastrocnemius, so fällt auf, daß in der SJ-Bedingung trotz der tonischen Grundaktivierung, die zum Halten des Körpergewichtes in der 90° Kniewinkelposition notwendig ist, die Aktivierung der Beinextensoren steiler verläuft als in der CMJ-Bedingung. Hier beginnt die Aktivierung jedoch wesentlich früher, so daß in der Subtraktion (Abb. C)

besonders im Anfangsteil des positiven Kraftanstieges die Unterschiede zu erkennen sind. Das Resultat dieser erhöhten Aktivität ist hauptsächlich im erhöhten Kraftanstieg in der CMJ-Bedingung zu sehen. Eine quantitative Analyse der EMG-Muster zeigt, daß in dieser Bedingung der M. Vastus um 11,4 %, der M. Soleus um 22.7 % und der M. Gastrocnemius um 7.95 % in zusätzlich aktiviert ist (ohne Berücksichtigung der tonischen Vorbereitungsphase in der SJ-Bedingung).

Eine Erklärung der erhöhten Sprungkraftfähigkeit im CMJ auf der Basis der neuromuskulären Regulation könnte nun folgendermaßen formuliert werden:

Beim SJ wird die Muskulatur aus der isometrischen Vorspannung heraus durch Willküraktivierung konzentrisch kontrahiert. Dieser Aktivierungsgrad ist jedoch in Relation zum jeweiligen Maximum relativ gering (< 20 %). Zahlreichen Untersuchungsbefunden (HUXLEY 1978; AMEMIYA et al. 1978; POLLACK 1983) zufolge ist bereits bei diesem Aktivierungslevel ein hoher Prozentsatz (ca. 80 %) an potentiellen Querbrückenformationen in der Muskulatur assoziiert. Nach Ergebnissen von (HILL/EISENBERG 1978; KODAMA/YAMADA 1978; AMEMIYA et al. 1978) ist der Bindungszustand pro Querbrücke jedoch relativ schwach, so daß die resultierende Spannung auf die serienelastischen Elemente entsprechend gering sein dürfte.

Beim CMJ ist nun auf Grund der früheren Aktivierung der Extensoren noch in der exzentrischen Bewegungsphase bereits ein extrem hoher Aktivierungszustand erreichbar, der durch mögliche afferente Zusatzaktivierung über Reflexmechanismen begünstigt sein dürfte. Dadurch werden zum einen die noch während der exzentrischen Phase assoziierten Querbrücken in der Muskulatur zusätzlich gedehnt (ASMUSSEN/BONDE-

PETERSEN 1974 a,b; CAVAGNA et al. 1968; BOSCO 1982; KOMI 1984), wodurch eine Erhöhung ihrer Spannungsenergie verbunden wäre (FLITNEY/HIRST 1978 b). Durch eine erhöhte muskuläre Spannung wäre auf das serienelastische System der Sehnen während der exzentrischen Phase ein zusätzlicher Spannungsanstieg vorstellbar (ALEXANDER/BENNET-CLARK 1977); erhöhte Spannung bedeutet aber stets höheres elastisches Potential (BENEDICT et al. 1968; YAMADA 1970; BLANTON/BIGGS 1970; WALMSLEY et al. 1978), das für die anschließende konzentrische Phase ausgenutzt werden könnte.

7.4 Innervationscharakteristika der Beinextensoren und Parameter des Kraft-Zeit- und Winkel-Zeit-Verlaufes

7.4.1 Regelungsmechanismen bei höheren Dehnungsbelastungen

Es ist nun interessant, die im vorigen Kapitel formulierten Zusammenhänge und Prinzipien auf das Innervationsverhalten und die Ausprägung der biomechanischen Kenngrößen bei Tiefsprüngen mit unterschiedlicher Dehnungsbelastung zu übertragen. Mehrere Faktoren jedoch lassen eine solche Erweiterung nur indirekt zu, da 1.) das Innervationsverhalten der Beinextensoren bei Tiefsprüngen qualitativ anders organisiert ist und 2.) eine exakte physikalische Betrachtung der auftretenden Impulsgrößen nicht möglich ist, da die Einsprunghöhe nur als grobes Maß für die Kalkulation des auftretenden Bremskraftstoßes verwendet und damit eine präzise Berechnung des Beschleunigungsimpulses nicht vorgenommen werden kann.

Dennoch können im folgenden mit Hilfe vergleichender Analysen die Innervationscharakteristika der Beinextensoren zusammen mit den bio-

mechanischen Kennwerten bei Tiefsprüngen mit zunehmender Dehnungsbelastung interpretiert werden.

Aus den Untersuchungen zum Innervationsverhalten bei Tiefsprüngen sind folgende Ergebnisse hervorzuheben: 1.) In allen untersuchten Muskeln ist bereits vor Bodenkontakt ein Ansteigen in der Amplitude des EMG zu beobachten (Siehe z.B. Abb. 6/7, 6/9). 2.) Bezogen auf das Gesamtaktivierungsvolumen eines Muskels während des Bodenkontaktes ist der jeweilige prozentuale Anteil dieser Aktivierungsphase sowohl muskelspezifisch als auch belastungsspezifisch aufgeteilt (siehe Abb. 6/7). 3.) Die prozentualen Aktivierungsanteile während des Auftretens reflektorischer EMG-Aktivität (Refl%) und späterer Innervationsanteile (Willk%) sind in Abhängigkeit von der Höhe der Dehnungsbelastung bei den analysierten Beinextensoren in der Weise verteilt, daß der Refl%-Anteil mit zunehmender Belastung abnimmt, während sich der prozentuale Anteil in der willkürlichen Aktivierungsphase zunehmend vergrößert (Abb. 6/7). Bei der Präsentation der in Abb. 6/7 dargestellten Mittelwerte mußte jedoch berücksichtigt werden, daß die hier vorgestellten Bezüge extremen Schwankungen unterliegen, obwohl ausschließlich intraindividuelle EMG-Veränderungen berechnet wurden. Aufgrund dieser hohen Merkmalsfluktuation sind in Abb. 6/7 die Standardfehler als Streuwerte eingezeichnet.

Nach MELVILL-JONES/WATT (1971a,b) beginnt die Vorinnervation des M. Gastrocnemius beim Menschen bei unerwarteten Landungen ca. 150 ms vor Bodenkontakt. GREENWOOD/HOPKINS (1976a,b) analysierten das Landeverhalten aus verschiedenen Höhen mit und ohne visueller Kontrolle (Blindversuch) und registrierten den Beginn der Vorinnervationsphase in den Beinextensoren 400 ms und 150 ms vor Bodenkontakt. Die Autoren

nehmen mit Bezug auf die Untersuchungsergebnisse von ORLOVSKY (1971) und PAVLOVA (1972) als mögliche Generatoren dieser Voraktivität den Vestibularapparat mit seinem Labyrinthsystem an. DIETZ/NOTH (1978b) und DIETZ et al. (1981) registrierten bei Fallversuchen auf verschiedenen geneigte Auftreffebenen von der Vertikalen in den Liegestütz mit und ohne visueller Kontrolle auch am M. Triceps brachii eine Voraktivitätsphase. Sowohl der Zeitpunkt des Beginns der Voraktivität als auch deren Amplitude bei Bodenkontakt zeigte bei den Versuchen mit visueller Kontrolle eine deutliche Belastungsabhängigkeit. Zusätzlich wurde mit verbundenen Augen der Neigungswinkel der Landefläche randomisiert angeboten, ohne daß die Versuchsperson davon Kenntnis hatte. Sowohl die Voraktivitätsdauer als auch die Voraktivitätsamplitude bei Bodenkontakt erwies sich als relativ konstant und entsprach stets denjenigen Kennwerten, die bei der höchsten Belastungsstufe mit visueller Kontrolle erzielt wurden. Untersuchungsergebnisse über das Innervationsverhalten der Beinextensoren bei Tiefsprüngen aus verschiedenen Absprunghöhen (SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982) verdeutlichen die Abhängigkeit der Voraktivierung von der jeweiligen Belastungsgröße.

In dem vorliegenden Untersuchungsteil wurde eine quantitative Erfassung der Voraktivierung durch Integration des EMG-Musters der Erhebung von Zeit- und Amplitudenparametern vorgezogen, da erstere präziser und objektiver zu erfassen ist und die Interpretation funktioneller Vorgänge aufgrund kleiner und relativ konstanter Integrationszeiträume (< 200 ms) in identischer Weise vorgenommen werden kann.

SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1982) beobachteten bei Tiefsprüngen aus 50 bzw. 110 cm Absprunghöhe ein gegenläufiges Aktivierungsverhalten im M.

Rectus f. und M. Gastrocnemius. Während sowohl die Zeitdauer als auch die Amplitude der Vorinnervation beim M. Rectus f. mit der Sprunghöhe zunehmend vergrößert waren, wiesen die Autoren beim M. Gastrocnemius eine Reduktion in der Voraktivierungsamplitude aus großen Sprunghöhen nach. In der vorliegenden Arbeit konnte zwar festgestellt werden, daß einerseits die absolute Aktivierung vor Bodenkontakt bei allen untersuchten Muskeln mit der Dehnungsbelastung zunimmt, daß jedoch andererseits der relative Innervationsanteil der Voraktivitätsphase innerhalb einer Sprungbedingung beim M. Gastrocnemius und M. Vastus eine nur geringe prozentuale Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung aufweist. Der M. Soleus hingegen, der direkt mit der Achillessehne verbunden und damit derjenige Muskel ist, der in der Streckerkette am direktesten von der Dehnungsbelastung betroffen ist, zeigt neben absoluter Aktivitätszunahme bis zum Faktor 10 auch einen deutlichen Anstieg im prozentualen Anteil an der jeweiligen Gesamtaktivität. Dabei wird in Anlehnung an die Interpretationen von DIETZ et al. (1981), DIETZ (1984) und SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1985) die Vorinnervation als vorprogrammierter Innervationsanteil interpretiert, der funktionell als Vorbereitung auf die Dehnungsbelastung angesehen werden könnte. Durch gesteigerte neuronale Aktivierung wird die Kontraktilität der Extensoren Muskeln reguliert und somit eine belastungsspezifische Stiffnesseinstellung (GOLLHOFER et al. 1984a,b) erreicht. In Verbindung mit den physikalischen Eigenschaften der Sehne gegenüber Dehnungen (BENEDICT et al. 1968; YAMADA 1970; WALMSLEY et al. 1978; FUNG 1981) erscheint die zunehmende Aktivierung noch vor der tatsächlichen Inanspruchnahme besonders für den M. Soleus notwendig zu sein, um bei Bodenkontakt mit einsetzender Plantarflexion im Fußgelenk geeignete

mechanische Stiffnesswerte in Sehnenlängsrichtung halten zu können.

7.4.1.1. Regulation der Vorinnervation

In Abb. 7/4 ist von einer sprungtrainierten Vp exemplarisch der Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Kraftkomponente und das Innervationsverhalten des M. Gastrocnemius bei unterschiedlichen Sprungformen mit steigender Dehnungsbelastung dargestellt.

Bei Sprüngen mit höherer Dehnungsbelastung ist in den Aktivierungsmustern bereits während der Voraktivierungsphase eine Amplitudenreduktion im EMG zu erkennen, deren Ausmaß mit der Absprunghöhe zunimmt. Übereinstimmende Ergebnisse wurden u. a. von MELVILL-JONES/WATT (1971a), GREENWOOD/HOPKINS (1976a,b), DIETZ/NOTH (1978b), SCHMIDT-BLEICHER/ GOLLHOFER (1982) und GOLLHOFER (1985) erzielt. Die diskutierten Aktivitätsreduktionen beziehen sich im folgenden auf die qualitative Ausprägung der EMG-Muster innerhalb einer Versuchsbedingung.

BOSCO et al. (1979) und BOSCO/PITTERA (1982) interpretieren diese Aktivierungsreduktionen als inhibitorische Wirkung von Golgi-Sehnen-Afferenzen (GTO-Afferenz) auf die Extensorenmuskeln. Aus folgenden Gründen jedoch scheint diese Interpretation zumindest problematisch zu sein:

Die GTO-Afferenzen hemmen oligosynaptisch die homonymen und erregen die antagonistischen Motoneurone. Sie reagieren auf aktive (HOUK/HENNEMANN 1967) und passive Spannungszunahme an der Sehne als Spannungsdifferentialfühler. Die Leitungsgeschwindigkeit dieser Afferenzen ist verglichen mit den Ia-Afferenzen nur geringfügig kleiner,

so daß nach extrem kurzer Latenz (30 - 50 ms) nach Spannungsanstieg bereits mit inhibitorischer Wirkung am α -Motoneuronenpool gerechnet werden könnte (SCHMIDT/THEWS 1980).

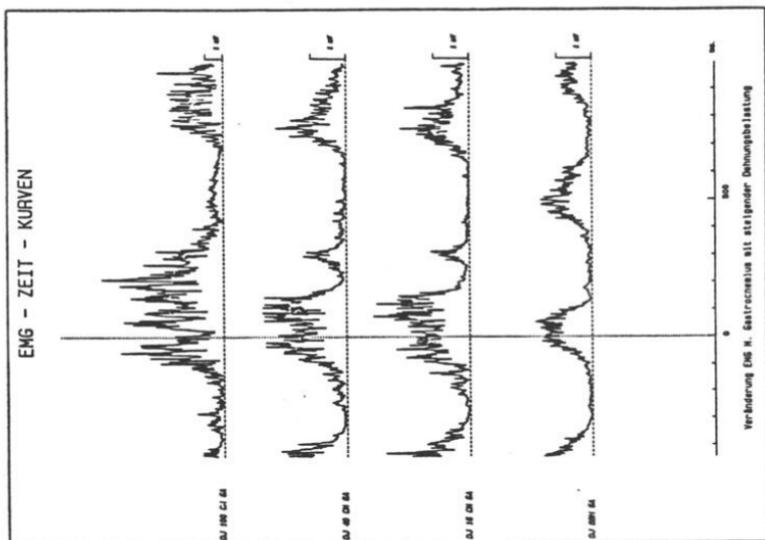
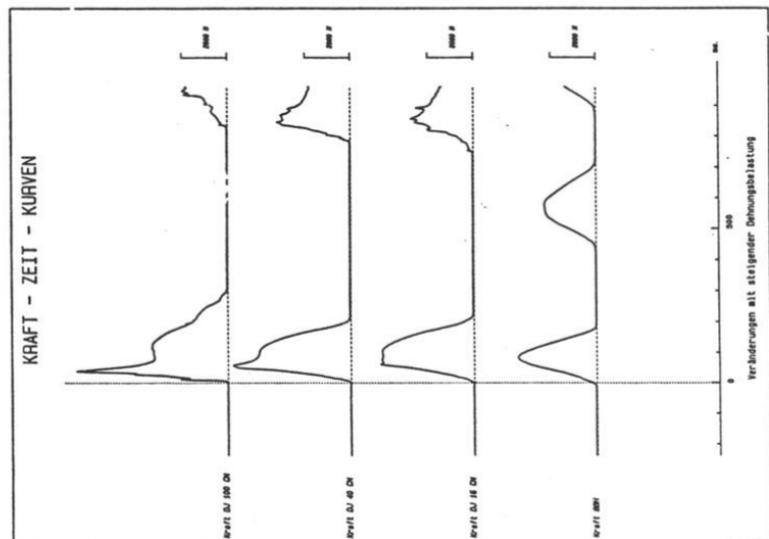


Abb. 7/4: Kraft-Zeit-Kurven und gemittelte EMG-Aktivität ($n > 8$) des M. Gastrocnemius bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen mit steigender (von unten nach oben) Dehnungsbelastung. Die senkrechte Linie markiert das Auftreten der Beine auf dem Boden

In diesem Zusammenhang stellt sich die Frage, ob generell die Voraktivierung des Muskels die Kontraktilität bereits so gestaltet, daß ein merklicher Spannungsanstieg zu der in Serie geschalteten Sehne zu beobachten ist. Zur Beantwortung dieser Frage wurde in einem zusätzlichen Untersuchungsansatz versucht, mit Hilfe der Sehnenspannungsmessung parallel das Spannungsverhalten der Sehne und das Aktivierungsverhalten am Muskel zu registrieren. Als Bewegungsform wurde das ein- und beidbeinige Hüpfen auf der Stelle gewählt, da diese Bewegungsformen zum einen Bestandteil der eigentlichen EMG-Untersuchungsreihe waren und zum anderen durch den repetitiven Charakter die individuellen Schwankungen bei den einzelnen Bodenkontaktphasen minimiert werden können. Abb. 7/5 zeigt von einer Vp exemplarisch den Spannungsverlauf an der Achillessehne, den Kraft-Zeit-Verlauf, das Elektromyogramm des M. Gastrocnemius und die Goniometerregistrierung der Fußgelenksveränderungen beim beid- (links) und einbeinigen (rechts) Hüpfen auf der Stelle. In beiden Fällen ist der M. Gastrocnemius deutlich voraktiviert (beidbeiniges Hüpfen 82 ms, einbeiniges Hüpfen 109 ms vor Bodenkontakt).

In den Ableitungen der Sehnenspannung ist jedoch vor Bodenkontakt kein oder nur ein sehr geringer Anstieg in der Amplitude zu erkennen. Erst mit dem Bodenkontakt und mit einsetzender Beugung im Fußgelenk beginnt in beiden Bewegungsformen der Spannungsanstieg, der beim beidbeinigen Hüpfen wesentlich steiler verläuft, während die jeweilige Amplitudenhöhe nahezu unverändert bleibt.

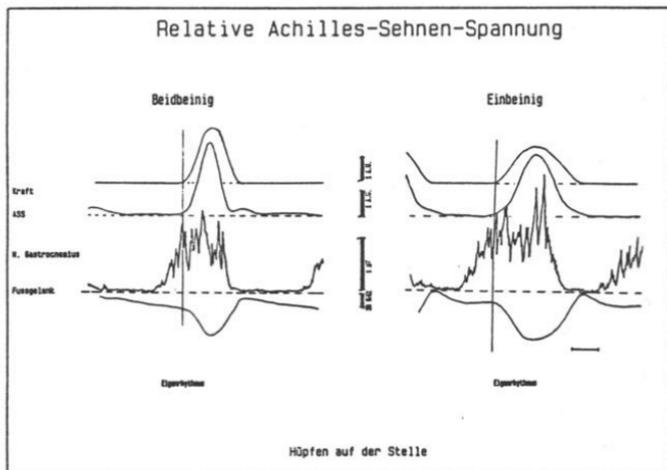


Abb. 7/5: Gemittelter ($n = 16$) Kraft-Zeit-Verlauf, relative Achilles-Sehnen-Spannung, M. Gastrocnemius-EMG und Winkel-Zeit-Kurve des Fussgelenks beim beid- (links) und beim einbeinigen (rechts) Hüpfen auf der Stelle

Aus dieser Abbildung kann abgeleitet werden, daß die Wahrscheinlichkeit inhibitorischer Feedbackmechanismen durch GTO-Afferenzen in der Voraktivierungsphase sehr gering sein dürfte, da diese Rezeptoren auf Spannungsänderungen reagieren, durch die Meßergebnisse jedoch gezeigt wurde, daß vor Bodenkontakt beim Hüpfen auf der Stelle keine merkliche Spannung in der Sehne auftritt. Es ist daher als unwahrscheinlich anzusehen, daß bereits vor Bodenkontakt eine starke inhibitorische GTO-Aktivität ausgelöst wird, die schon allein unter dem Zeitaspekt ihrer Latenzen für eine effektive Stiffnesskontrolle zu spät kommen würde.

Ein vielversprechender Ansatz zur Interpretation der Aktivierungsreduktionen im EMG-Muster wurde von ORLOVSKY (1971) und PAVLOVA (1972) vorgestellt. Sie konnten in Tierversuchen einen hemmenden Einfluß des

Otholithensystems nachweisen. Das Otholithensystem, Teil des Vestibularapparates, beeinflusst sowohl über kortikale Zentren indirekt, als auch über absteigende Bahnen direkt die Motoneurone im Rückenmark (RÜDIGER 1978). Hierbei reagiert das Otholithensystem auf Linearbeschleunigungen mit phasischer Erregung, wobei die Flexoren fördernd und die Extensoren hemmend erregt werden (HAASE et al. 1976). Auf der Basis dieser Theorie interpretierten SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1982) die von ihnen beobachteten Reduktionen im EMG des M. Gastrocnemius bei Tiefsprüngen. Die funktionelle Bedeutung der Aktivitätsreduktion dürfte im Schutzmechanismus des neuromuskulären Systems liegen (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978; DIETZ et al. 1981). Bei hohen Dehnungsbelastungen wird der Stiffnessbetrag der Muskulatur den jeweiligen Belastungssituationen angepaßt und bei Überlast entsprechend verringert, um das tendomuskuläre System vor Rupturen bzw. Überdehnungen zu schützen. Diese Interpretation würde auch erklären, warum von allen Autoren Innervationsreduktionen stets nur in der Unterschenkelmuskulatur des M. Triceps surae beobachtet wurden, da diese bei der Landesituation den stärksten Dehnungsbelastungen ausgesetzt wird. Entsprechend waren auch in den hier untersuchten EMG-Mustern der Quadriceps-Muskulatur keine Reduktionen erkennbar.

Überraschenderweise waren bei fast allen Vpn am M. Gastrocnemius Hemmungsvorgänge zu beobachten, während diese am M. Soleus nur in Einzelfällen auftraten.

Hierfür können 2 Gründe angeführt werden:

- 1.) Eine Bereitstellung adäquater Stiffnesswerte in der Muskulatur setzt stets das Binden einer gewissen Anzahl aktiver Querbrückenformationen vor Bodenkontakt voraus, um den anfänglichen Bewegungsimpuls im

SRES-Bereich abfangen zu können. Wie bereits in Kap. 2.2.3 dargestellt wurde, beträgt der Bereich der Wirkungsweise der SRES maximal 4 % der Muskelausgangslänge. Diese Längenangabe bezieht sich allerdings auf die Ergebnisse aus den Studien, in denen mit isolierten Muskeln bzw. Muskelfasern gearbeitet wurde. Mehrere Faktoren geben zu der Annahme Anlaß, daß dieser Prozentwert für einen weiten Bereich menschlicher Bewegungsamplituden nicht überschritten wird (GRIEVE et al. 1978). Durch die breitgefiederte geometrische Anordnung der Muskelfasern im M. Soleus und die zur Muskellänge relativ langen Fasern mit deren direkten Insertion in Aponeurosenstrukturen der Sehne, sind nun einerseits die auftretenden Belastungskräfte in Faserlängsrichtung reduziert, wodurch andererseits auch die effektive Muskellängenveränderung im SRES-Bereich günstiger gestaltet werden kann. Diese Vorteile besitzt der M. Gastrocnemius weniger, wodurch seine verstärkte Neigung zur Stiffnessreduzierung durch Innervationshemmung erklärt werden könnte.

2.) Ein zweiter Grund dürfte in der funktionellen Wirkungsweise Wirkungsweise dieser beiden Extensorenmuskeln zu suchen sein. Der M. Gastrocnemius ist ein zweigelenkiger Muskel, der funktionell im Fußgelenk über den M. Soleus und die Achillessehne extendiert und im Kniegelenk flektiert. Wenngleich die Muskellängenstudien von GRIEVE et al. (1978) eine wesentlich stärkere Beeinflussung der Muskellänge durch die Variation der Fußgelenksstellung erbrachten, erscheint es dennoch erwähnenswert, daß auch durch die bereits leichte Beugung im Kniegelenk vor der Landung (siehe Goniometerableitungen) (SCHMIDT-BLEICHER/GOLLHOFER 1982) eine funktionell wirkende Entdehnung des M. Gastrocnemius stattfinden könnte, womit eine kurzfristige Innervationsreduktion ebenfalls erklärbar wäre.

7.4.1.2 Regulation reflektorischer Aktivierung

Die reflektorische Aktivierung im EMG verschiedener Muskeln wurde in vielen Untersuchungen auch beim Menschen beschrieben (MARSDEN et al. 1976; CRAGO et al. 1976; DIETZ/NOTH 1978a,b; DIETZ et al. 1979, 1981; GOTTLIEB/ AGARWAL 1979, 1980a,b) und deren funktionelle Bedeutung für die Kontraktionsregulation bei einer Vielzahl von Alltags- und sportmotorischen Bewegungen (DIETZ 1980; SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982; GOLLHOFER et al. 1984a,b; GOLLHOFER 1985a,b) aufgezeigt.

Abb. 7/6 zeigt die gleichgerichtete und elektronisch gemittelte Aktivierung des M. Vastus m. und M. Gastrocnemius, sowie die simultan registrierte Kraft-Zeit-Kurve und Winkel-Zeit-Kurve einer Vp bei einbeiniger Landung aus 40 cm Absprunghöhe. Neben der im vorigen Kapitel diskutierten Voraktivierung sind im weiteren Verlauf deutliche Spitzen im EMG zu erkennen. Dabei konnten die ersten drei Spitzen im EMG in der Regel bei den meisten Vpn beobachtet werden, wohingegen das Auftreten weiterer Spitzen im EMG unsystematisch war und deshalb nicht analysiert wurde.

Die Zeiträume für das Auftreten dieser Aktivitätsgipfel lagen bei 25 - 35 ms für die erste Spitze, 50 - 60 ms bzw. 85 - 95 ms für die zweite bzw. dritte Spitze. Als Referenzzeit wurde das Auftreffen der Beine auf dem Boden und damit der steile Kraftanstieg zu Beginn der Bodenkontaktphase gewählt.

Die Frage, ob die beobachteten Spitzen im EMG auf reflektorische Aktivierung, die durch Dehnung des Muskels ausgelöst wird, oder generell auf andere Aktivierungsmechanismen zurückzuführen sind, ist

Tiefsprung 40 cm

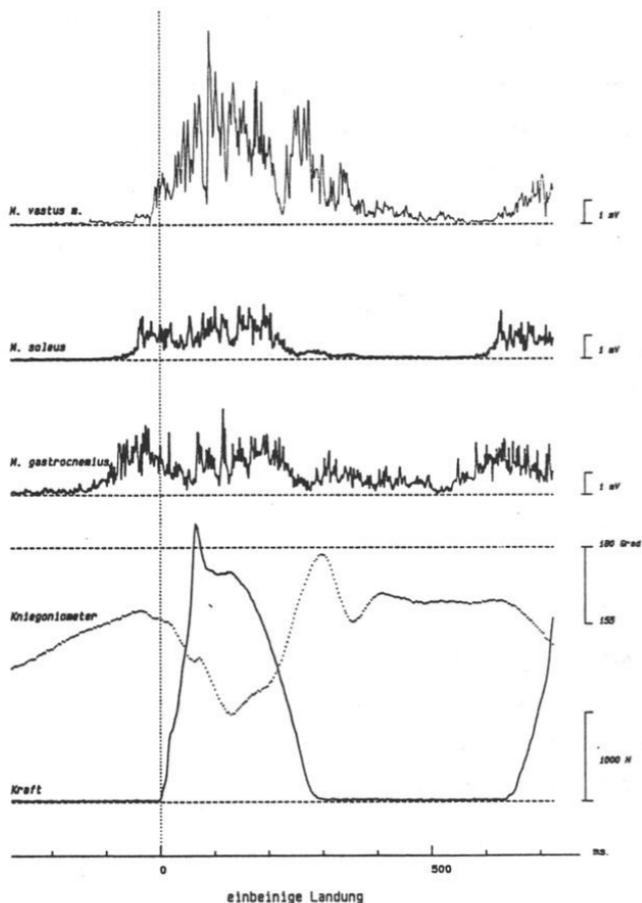


Abb. 7/6: Komplex-Darstellung gemittelter ($n = 8$) EMG-Aktivierung einer Versuchsperson. Von oben: M. Vastus m., M. Soleus und M. Gastrocnemius, sowie Winkel-Zeit-Kurve des Kniegelenks und Kraft-Zeit-Kurve beim Tiefsprung aus 40 cm Höhe mit einbeiniger Landung

unter Verwendung vom Oberflächen-Elektromyogramm mit letzter Sicherheit nicht zu beantworten. Allerdings muß an dieser Stelle angeführt werden, daß die beobachteten Latenzen mit den Reflexkomponenten von LEE/TATTON (1978) und MARSDEN et al. (1976, 1978b) übereinstimmen, wengleich deren Messungen am M. Flexor pollicis l. bzw. an den Hand-

gelenk-Flexoren und -Extensoren erfolgten und nach der elektrophysiologischen Grundlagentheorie für die Muskulatur der unteren Extremitäten grundsätzlich längere Reflexwege und damit verlängerte Laufzeiten in Betracht gezogen werden müssen. Die theoretischen Verschiebungen bei einer angenommenen Nervenleitungsgeschwindigkeit von 50-100 m/s (SCHMIDT/THEWS 1980) sind dabei in der Größenordnung von 1-10 ms und liegen somit noch innerhalb der gewählten Analysezeiträume.

Die Tatsache, daß erstens die Latenzzeit der einzelnen EMG-Spitzen in festen Abschnitten verläuft, zweitens die Aktivierung sehr steil mit teilweise supramaximaler Amplitudenhöhe verläuft und drittens die zeitliche Verteilung dieser Spitzen interindividuell und belastungsunabhängig auftritt, legt die Vermutung nahe, daß die Extensoren-muskeln zumindest für diese frühen Bodenkontaktzeiten synchronisiert aktiviert sind. Synchronisation und hohe Aktivierungsamplituden setzen jedoch entweder konstante Leitungswege mit konstanten Verzögerungszeiten (Latenzen) oder oszillatorisches Aktivierungsverhalten voraus, wie von EKLUND et al. (1982a,b) vorgeschlagen wurde.

GOTTLIEB/AGARWAL (1979, 1981) stellten mit Hilfe des Oberflächen-EMG's einen direkten Bezug zwischen dem Ausmaß reflektorischer Zusatzaktivität und dem Voraktivierungsgrad bei plötzlichen Drehmomenten her. Die Autoren interpretieren ihre Resultate primär mit der Sensibilisierung durch das γ -Motoneuronensystem, welche durch die erhöhte Voraktivierung (via α - γ -Linkage) die Muskelspindeln sensibilisiert und deren Verstärkungsgrad (Gain) entsprechend einstellt. Ähnliche Experimente mit übereinstimmenden Resultaten unter Verwendung von Nadel-EMG-Ableitungen (VALLBO 1981) bestätigten diese Interpretation. Die in Abb. 6/7 dargestellten EMG-Verteilungen spiegeln allerdings den hohen Zusammenhang von Voraktivierung und Reflextätigkeit nicht wider.

Hier müssen deshalb zwei Einschränkungen gemacht werden: Zum einen wurde das Reflexverhalten eines Muskels aus der gemittelten EMG-Amplitude errechnet. Damit können keine expliziten Aussagen über efferente und afferente Innervationsaktivitäten getroffen werden, da sowohl Teile der Basisinnervation als auch Teile reflektorischer Aktivität in einem EMG-Peak enthalten sind. Zum anderen wurden die Untersuchungen von GOTTLIEB/AGARWAL (1979, 1981) und VALLBO (1978) unter artifiziellen Laborbedingungen (Torque-Motor) gewonnen, wobei ein Transfer auf Daten sportlicher Komplexbewegungen nur begrenzt zulässig ist.

Die Wirkungsweise reflektorischer Zusatzaktivität auf den Kontraktilitätszustand der Muskulatur und damit auf ihr Stiffnessverhalten gegenüber dynamischen Längenveränderungen wurde eindrucksvoll von NICHOLS/HOUK (1976) am M. Soleus der decerebrierten Katze aufgezeigt (siehe dazu Kap. 2.2.2). Ein Muskel, der nur auf seinen vom Vorprogramm bereitgestellten SRES-Bereich angewiesen wäre, müsste die gesamte Bewegungsenergie im Anfangsteil der Kontaktphase amortisieren. Da der Impuls aufgrund der zeitlichen und räumlichen Begrenzung der SRES in einer enorm kurzen Zeit aufgefangen werden soll, müsste der Muskel zu Beginn der exzentrischen Phase voll aktiviert sein, um einen genügend hohen initialen Stiffnessbetrag bereitstellen zu können. Wäre der Muskel jedoch bereits vor der Dehnungsphase vollständig aktiviert, hätte dies während des ersten steilen Spannungsanstieges zu Beginn der Dehnung eine enorm hohe Belastung der Sehne und der Knochen zur Folge. Deshalb sehen die Autoren die funktionelle Bedeutung des Dehnungsreflexes in der Regulierung der Zeitdauer hoher Stiffness.

Die entscheidenden Variablen, die diese Regulationen vermitteln, sind

nach den vorliegenden Ergebnissen nicht die integrierten EMG-Quantitäten während des Auftretens reflektorischer Aktivierung (siehe Abb. 6/7), sondern die explizite Höhe der Reflexamplitude in den Beinextensoren (Abb. 6/6). Hierbei scheint unter den analysierten Extensoren der M. Vastus über die größte Variabilität bzw. Sensibilität zu verfügen.

Sowohl bei prozentualer situationsspezifischer Betrachtung als auch bei relativer, auf eine Belastungssituation bezogener Analyse (Abb. 6/7), ist ein deutlicher Anstieg im integrierten EMG der späten, hauptsächlich willkürlichen Aktivierung bei allen Extensoren zu erkennen. Mit Hilfe dieser Beobachtung könnte ein hypothetischer Bezug zu den Ergebnissen aus der Faktorenanalyse hergestellt werden: Der kontinuierliche Übergang der reaktiven Sprungparameter mit steigender Dehnungsbelastung von REAK.nieder zu REAK.hoch könnte mit der zunehmenden Bedeutung dieser späten Innervationskomponente in Verbindung gebracht werden (siehe dazu Abb. 7/4).

Diese Interpretation findet ebenfalls durch die Beobachtung Unterstützung, daß die Regulation der übrigen funktionellen EMG-Phasen muskelspezifisch bei Belastungserhöhung vorgenommen wird. Der M. Soleus, in der Extensorenkette der primär beanspruchte Muskel, zeigt die höchste Variation in seiner Voraktivitätsamplitude. Der M. Gastrocnemius zeigt dagegen eine wesentlich geringere Belastungssensibilität, da er als zweigelenkiger Muskel über mehr Freiheitsgrade verfügt, um die aktive Spannungsgestaltung während der Bodenkontaktphase zu regulieren. Der M. Vastus m. dagegen, als Teil des M. Quadriceps, steuert das benötigte Aktivierungsvolumen hauptsächlich in späteren Kontaktphasen. Dieser Sachverhalt könnte auch dahingehend interpretiert werden, daß die Quadriceps-Gruppe und wahrscheinlich die

Gluteus-Muskulatur nur dann wirkungsvoll in Anspruch genommen wird, wenn die Triceps-Surae-Gruppe durch erhöhte Belastungseinwirkung überfordert wird. Eine dementsprechende These, der ein Transfer von Amortisationsenergie von distaler nach proximaler Extensoren-muskulatur zugrunde gelegt ist, wurde bereits von KOMI et al. (1981) und ITO et al. (1983) beim Laufen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten beschrieben.

Die funktionelle Bedeutung eines Energie-Transfer-Konzeptes entlang der Streckerkette ist dabei nicht nur in der Regulation von Amortisationspotential bei ständig steigender Belastung zu sehen, sondern muß besonders im Hinblick auf die gesteigerten Sprunghöhen in erster Linie als Potenzierungsmechanismus des neuromuskulären Systems betrachtet werden, der unterhalb individuell definierter Belastungswerte durch die zusätzliche reflektorische Aktivierung wirkungsvoll unterstützt wird.

7.5 Innervationsverhalten beim Landen auf verschiedenen Unterlagen

Bei den Untersuchungen zum Innervationsverhalten des M. Gastrocnemius bei der Landung auf unterschiedlichen Auftreffunterlagen sind als wesentlichste Ergebnisse hervorzuheben:

Während sich die Kraft-Zeit- und Winkel-Zeit-Verläufe systematisch mit der Härte der Auftreffunterlage verändern, zeigen die Resultate aus den elektromyographischen Untersuchungen diese Abhängigkeit nicht. Es scheint vielmehr ein Optimum in der Ausprägung der Innervationsparameter zu existieren, das bei einer mittleren Unterlagenhärte erreicht wird.

Mit zunehmender Härte der Auftreffunterlage ist die Amplitude im Kniegelenk vergrößert. Da die Winkelpositionen beim ersten und beim letzten Bodenkontakt jedoch nur geringe Variationen aufweisen, scheinen die regulierenden Variablen die Dehnungsamplitude und die Winkelgeschwindigkeiten zu sein. Hierbei ergibt sich ein systematischer Zusammenhang ($r = .72$) zwischen der Winkelgeschwindigkeit der exzentrischen und der konzentrischen Phase während des Bodenkontaktes. Trotz der Zweigelenkigkeit des M. Gastrocnemius müßte sich eine Vergrößerung der Dehnungsamplitude und der Winkelgeschwindigkeit auf die Dehnungskinetik der gesamten Unterschenkelkette auswirken. Nach den Untersuchungen von GRIEVE et al. (1978) ist die Länge des M. Gastrocnemius jedoch fast ausschließlich von der Stellung im Fußgelenk und weniger von der Position im Kniegelenkwinkel abhängig. Da jedoch bei allen Sprungversuchen die Landung mit Durchschlagen der Ferse und damit mit nahezu identischer Winkelamplitude durchgeführt wurde, muß die Analyse der Kniegelenkwinkel zur Beurteilung der Dehnungsbelastung herangezogen werden.

Einen wichtigen Befund in dieser Studie stellt die Beobachtung dar, daß die Voraktivierung des M. Gastrocnemius außer bei Landungen auf dem Minitrampolin unabhängig von der Härte der Unterlage erfolgte. Die Zeitdauer der Voraktivierungsphase lag dabei in Übereinstimmung mit Untersuchungsberichten von MELVILL-JONES/WATT (1971a) und SCHMIDT-BLEICHER/ GOLLHOFER (1982) im Bereich von 132.7 ms (Brett 2) und 141.1 ms (Brett 1).

Wie aus Abb. 6/9 hervorgeht, ist nicht die Zeitdauer der Vorinnervation, dafür aber der Anstieg im Elektromyogramm systematisch mit der Härte der Auftreffunterlage vergrößert. In Übereinstimmung mit den im

vorhergehenden Kapitel vorgestellten Interpretationen wird dadurch der Muskel auf die Dehnungsbelastung funktionell vorbereitet und das tendomuskuläre System mit einem bestimmten adäquaten Stiffnessbetrag "voreingestellt" (DIETZ 1984; NOTH 1985).

Analog zu bereits vorgestellten Beobachtungen bei Sprüngen aus unterschiedlichen Absprunghöhen (siehe Kap. 7.4.1) und den Interpretationen von BOSCO et al. (1979); DIETZ et al. (1981) und SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1982) konnte 30 - 40 ms vor Bodenkontakt ebenfalls eine Reduzierung in der Voraktivierungsamplitude des M. Gastrocnemius in den Untersuchungsbedingungen SB (Sprungbrett), ausgeprägter jedoch in den FP (Meßdruck-Platte)-Bedingungen, beobachtet werden.

Da Reduktionen im EMG nur bei Landungen mit hohen Härteeigenschaften der Auftreffunterlage beobachtet werden, kann zumindest die formulierte funktionelle Bedeutung bestätigt werden, daß das tendomuskuläre System mit reduzierter Voraktivierung und damit reduzierter Stiffness eingestellt wird, wenn die zu erwartenden Kräfte bzw. Dehnungsbelastungen zu hoch erscheinen. Die in Kapitel (7.4.1.1) angenommene Vermutung, daß die Reduktion im EMG der Voraktivität durch vestibuläre Einflüsse verursacht ist, muß allerdings durch diese Untersuchungsergebnisse Einschränkungen erfahren. In allen vier Sprungbedingungen wurde mit konstanter Höhendifferenz gesprungen, so daß unterschiedliche Linearbeschleunigungen auf das Otholithensystem ausgeschlossen werden können. Die Hemmungsprozesse konnten jedoch trotzdem beobachtet werden.

Trotz der festgestellten generellen Innervationscharakteristik bei zunehmender Dehnungsbelastung muß aufgrund der hier vorliegenden Beobachtungen die Frage nach den möglichen Ursachen dieser Aktivitätsreduktion unbeantwortet bleiben. Es müssen vielmehr weitere systema-

tische Untersuchungen über die Regulation der Voraktivität vorgenommen werden.

Die prozentuale Verteilung der Reflexkomponenten innerhalb einer Belastungssituation ist bei Landungen auf der härtesten und bei Landungen auf der weichsten Auftreffunterlage nahezu identisch ausgeprägt. Bei den Landungen auf den beiden Sprungbrettern erfolgt bei erhöhter Gesamtreflexaktivität die prozentuale Verteilung zugunsten der mittleren (MLC) und der späteren (LLC) Reflexkomponente. Aus letzterer Beobachtung muß einerseits abgeleitet werden, daß das reflektorische System bei Dehnungen, die nur sehr geringe Anforderungen an das tendomuskuläre System stellen, weniger stark beansprucht wird, und damit der im Sinne von HOUK/RYMER (1981) vorgestellte "Servo-Mechanismus" kaum benötigt wird. Diese Interpretation würde auch die beobachtete Verteilung der Reflexamplituden bei Tiefsprüngen aus unterschiedlichen Höhen unterstützen. Andererseits war jedoch zu beobachten, daß die reflektorische Aktivität auch bei Landungen auf sehr hartem Untergrund reduziert ausgeprägt ist. Daher liegt die Schlußfolgerung nahe, daß sich die in der Voraktivierung beginnende Innervationsreduktion auch auf die Größe einzelner Reflexkomponenten auswirkt. Als Konsequenz daraus müßte abgeleitet werden, daß der von NICHOLS/HOUK (1976) vorgeschlagene Reflexanteil an der Stiffnesskomponente der SRES und damit der Dehnungsbereich, in dem hohe Stiffnesswerte wirken, reduziert und das gesamte tendomuskuläre System gegenüber Dehnungen "weicher" eingestellt ist.

Bei der Diskussion über die Regulation des Reflexbeitrages ist auch die Beantwortung der Frage interessant, welche der Reflexkomponenten durch die Spezifität der Landeunterlagen modifiziert wird (Abb. 7/7).

M. GASTROCNEMIUS

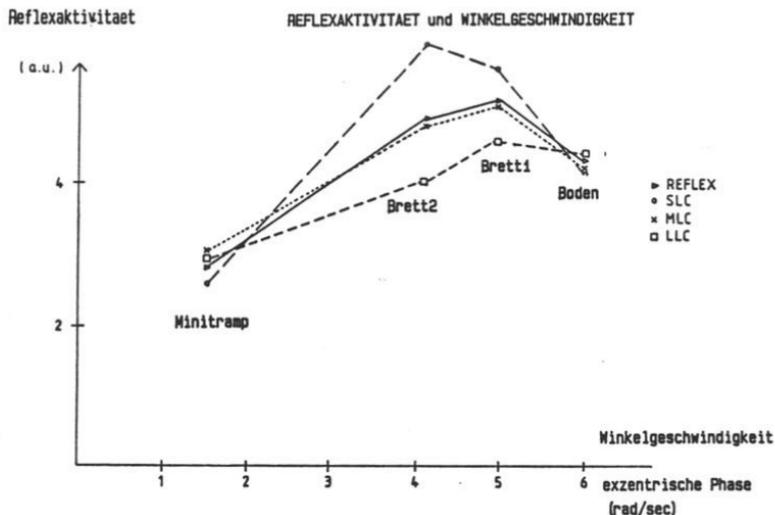


Abb. 7/7: Reflexaktivität (a.u.) und Winkelgeschwindigkeit während der exzentrischen Bewegungsphase. Die Reflexaktivität (▴) ist in ihre Komponenten (SLC, MLC, LLC) unterteilt. Die Punkte repräsentieren die Mittelwerte von 10 Vpn

Sowohl die frühe Reflexkomponente, nach DIETZ et al. (1979) durch den segmentalen monosynaptischen Dehnungsreflex repräsentiert, als auch die späte Komponente, nach MARSDEN et al. (1978a,b) als "long loop"-Beitrag interpretiert, zeigen sehr große Variabilität in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Landesituationen. Die MLC, zumindest aufgrund ihrer Latenzzeit als polysynaptische Reflexkomponente interpretierbar, zeigt hierbei die geringsten Beeinflussungen. Betrachtet man zusätzlich die Abhängigkeit der drei Komponenten von der Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk (Abb. 7/7), so wird deutlich, daß hauptsächlich die frühen Komponenten (SLC) in den Situationen, in denen auch eine Reduktion der Voraktivierungsamplitude eintritt, geringer

ausgeprägt sind. Auf der Basis dieser Beobachtungen kann geschlossen werden, daß die Aktivierungsreduktion, ausgelöst vor Bodenkontakt, bis in den Zeitraum reflektorischer Zusatzaktivierung reicht und dabei hauptsächlich das Auftreten der frühen Reflexkomponente beeinflusst. Diese Schlußfolgerung befindet sich in Übereinstimmung mit Interpretationen von SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER (1982) über das Aktivierungsverhalten bei Tiefsprüngen.

Da diese Aktivierungsreduktion nicht nur efferente, sondern auch afferente Innervationsanteile beeinflusst, kann sie präsynaptischen Hemmungsmechanismen zugeordnet werden. Ein solcher Regulationsmechanismus wäre, zentrale Kontrolle vorausgesetzt, in der Lage, das relativ stereotype Reflexmuster, das auf spinaler Ebene generiert und organisiert ist, situationsadäquat zu modulieren, indem spezifische Innervationsanteile begünstigt, andere aber präsynaptisch gehemmt würden.

7.5.1 Innervationsmuster sprungtrainierter und -untrainierter Versuchspersonen

Abb. 7/8 wurde als Diskussionsgrundlage zusammengestellt, um die Differenzen in den biomechanischen und elektromyographischen Parametern zwischen trainierten und untrainierten Vpn exemplarisch aufzuzeigen. Neben den veränderten biomechanischen Kenngrößen aus der Kraft-Zeit- und Winkel-Zeit-Kurve sind besonders die deutlich vergrößerten Aktivitätsamplituden im Extensor-EMG des trainierten Athleten hervorzuheben, die in Einzelphasen bis zum 10-fachen der Amplitude bei untrainierten Vpn erreichen können. Obwohl es generell problema-

tisch ist, interindividuelle EMG-Aktivität zu vergleichen, können diese unterschiedlichen quantitativen Ausprägungen nicht allein durch veränderte Ableitbedingungen, wie unterschiedliches Unterhautfettgewebe o.ä., erklärt werden, sondern könnten u.a. auch mit strukturellen Veränderungen an der motorischen Endplatte interpretiert werden.

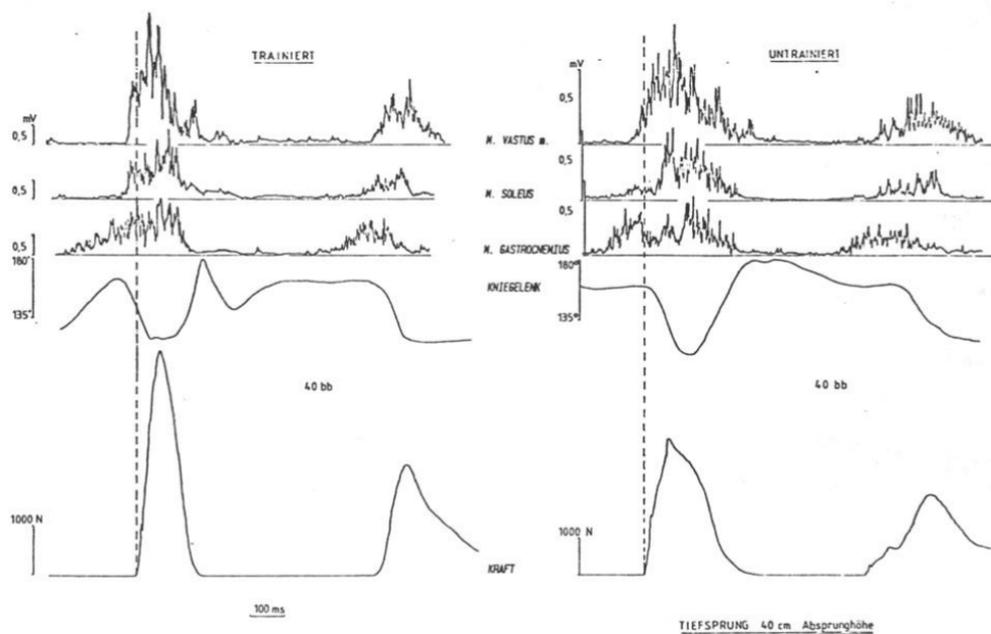


Abb. 7/8: Gemitteltes Elektromyogramm der Beinextensoren, mittlere Winkel-Zeit- und Kraft-Zeit-Kurve beim beidbeinigen Tiefsprung aus 40 cm Absprunghöhe. Links: trainierte Versuchsperson, rechts: untrainierte Versuchsperson.
(Unterschiedlicher Verstärkungsmaßstab in den EMG-Mustern!)

APPELL (1985) hat dabei prinzipiell eine Veränderung der motorischen Endplatte durch Training in Erwägung gezogen, indem er Veränderungen an der synaptischen Fläche durch Vergrößerung und Proliferation beschreibt.

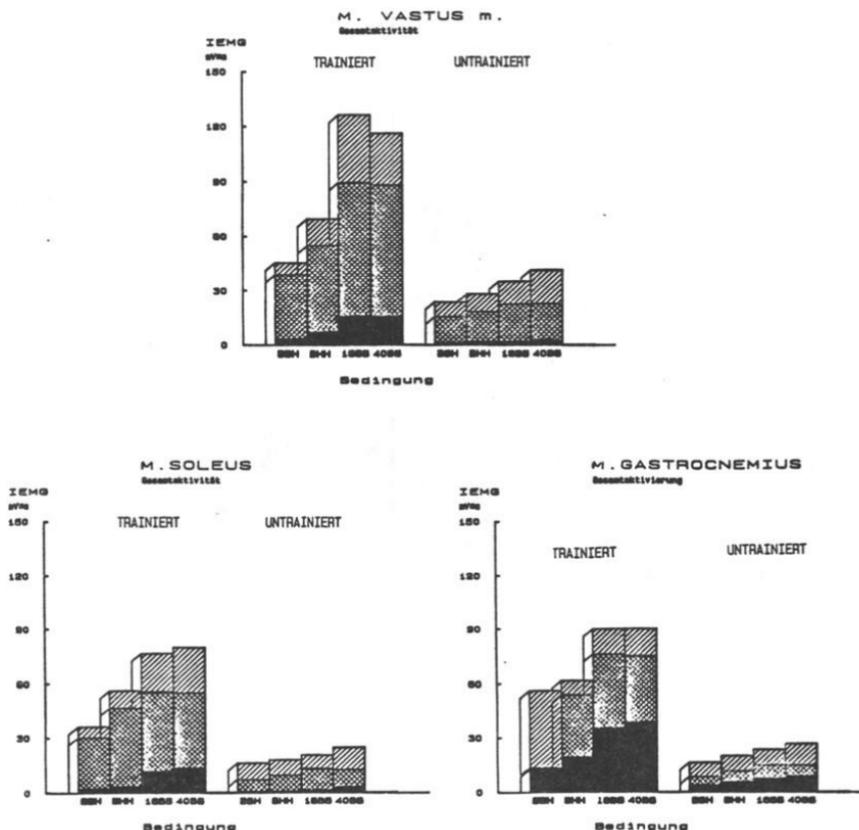


Abb. 7/9: Histogramm der EMG-Aktivierung bei unterschiedlichen Sprungformen (Abkürzungen im Text) einer trainierten (jeweils links) und einer untrainierten (rechts) Versuchsperson. Die Gesamtaktivität (ganzer Balken) ist aufgeteilt in drei funktionelle Phasen: Vorinnervation, Reflexphase und Willküraktivierung

Seine Forschungsarbeiten lassen den Schluß zu, daß durch Training die synaptische Fläche der motorischen Endplatte vergrößert wird, womit höhere EMG-Amplituden in den Oberflächenregistrierungen plausibel erklärt werden könnten. Dadurch wären die trainierten Athleten in der Lage, ihre Muskulatur mit deutlich erhöhter elektrischer Aktivität zu versorgen, wodurch die Freisetzung von Ca^{++} aus dem sarkoplasmatischen Retikulum vergrößert bzw. beschleunigt ist und damit die Assoziation von Querbrückenformationen insgesamt erhöht sein dürfte.

Eine weitere, mehr qualitative Besonderheit beim Vergleich der Innervationsmuster ergibt sich aus ihrer zeitlichen Verteilung. Während die Aktivierung im trainierten M. Vastus m. und M. Gastrocnemius sehr steil verläuft, ist der Anstieg im EMG beim untrainierten Probanden deutlich verringert, in manchen Fällen sogar von einer Innervationsreduktion unterbrochen. Dadurch kann der Untrainierte auf der einen Seite nicht die erforderlichen Stiffnesswerte im tendomuskulären System bereits vor Beginn der Bodenkontaktphase bereitstellen, andererseits fehlt ihm dadurch eine wesentliche Voraussetzung für die Auslösung adäquater Reflexe.

Ein qualitativer Vergleich der Aktivierungspotentiale in den drei analysierten Zeiträumen zwischen einer trainierten und einer untrainierten Vp ist in Abb. 7/9 dargestellt. Auf der Abszisse sind die beidbeinigen Sprungversuche bis zur Absprunghöhe von 40 cm aufgetragen. Die Höhe der einzelnen Säulen repräsentiert die absolute EMG-Aktivität in den Analysephasen.

Ein Vergleich des prozentualen Anteiles der Aktivierung (Abb. 7/10) in der Vorinnervationsphase und in der Phase reflektorischer Aktivierung in Bezug zur Gesamtaktivierung zeigt, daß der trainierte Athlet offenbar in der Lage ist, die Extensoren sehr früh in der Bewegungsphase

mit hoher Amplitude zu aktivieren, während der prozentuale Anteil der späteren Aktivierung (WILLK) beim untrainierten Probanden deutlich vergrößert erscheint. Da, wie in Abb. 6/7 bereits aufgezeigt wurde, eine prozentuale Zunahme der Willküraktivierung immer mit steigender Dehnungsbelastung einhergeht, könnte in diesem Zusammenhang geschlossen werden, daß bereits Tiefsprünge aus geringen Höhen eine starke Belastung für die untrainierte Vp darstellt, was zur Folge hat, daß sich das gesamte Innervationsmuster nach rechts, zu späteren Kontaktphasen hin, verschiebt.

An Bedeutung für die Sprunghöhe als biomechanische Zielgröße gewinnt diese Interpretation durch die Beobachtung, daß trainierte Athleten ihre Extensoren vorwiegend mit kontinuierlichem Innervationsverhalten versorgen, während bei untrainierten Vpn deutlich Reduktionen im EMG sichtbar sind.

Diese in der Vorinnervationsphase ausgelösten Reduktionen, funktionell als Schutzmechanismen zu interpretieren, wurden bereits beschrieben, wobei allerdings bisher weitgehend unberücksichtigt blieb, ob generell alle Vpn diesen Schutzmechanismus in Anspruch nehmen und ob für trainierte und untrainierte Vpn nur unterschiedliche Schwellenwerte zur Auslösung dieses Hemmeffektes angenommen werden müssen.

Während bei der trainierten Vp die Aktivierung in allen Extensoren bei niederen Dehnungsbelastungen sehr schnell ansteigt und hauptsächlich im ersten Teil der Bodenkontaktphase zu beobachten ist, wird bei höheren Dehnungsbelastungen einerseits der Anstieg im EMG (siehe Abb. 7/4) reduziert und andererseits die Verteilung zu späteren Kontaktphasen hin verschoben. Zusätzlich scheint die Hemmung im EMG des M. Gastrocnemius mit der Sprunghöhe zeitlich verlängert und deutlicher

ausgeprägt zu sein.

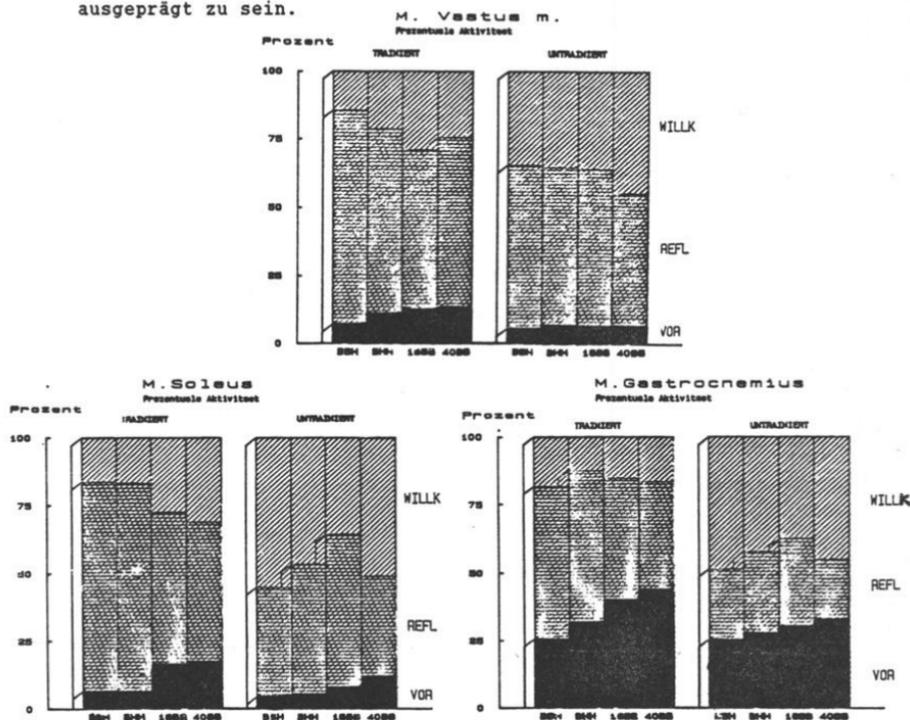


Abb. 7/10: Prozentuale Verteilung der drei funktionellen EMG-Phasen einer sprungtrainierten (jeweils links) und einer nicht trainierten (jeweils rechts) Versuchsperson. Die Aufteilung der EMG-Phasen wurde jeweils belastungsspezifisch vorgenommen.

Alle diese Faktoren können auch dann beobachtet werden, wenn man auf einer bestimmten Belastungsstufe die Aktivierungsmuster von trainierten und untrainierten Vpn vergleicht (Abb. 7/8 - 7/10). Das bedeutet, daß sich unter rein qualitativen Aspekten die EMG-Muster von trainierten und untrainierten Vpn prinzipiell nicht unterscheiden. Unterschiedlich ist lediglich die Höhe der Dehnungsbelastung, bei der Reduktionen im EMG-Muster zu erkennen sind. Demnach scheinen die

Schlußfolgerungen, die aus den individuellen Innervationsmustern gezogen werden, deutliche Aufschlüsse über das Leistungsvermögen bei reaktiven Bewegungsformen zuzulassen.

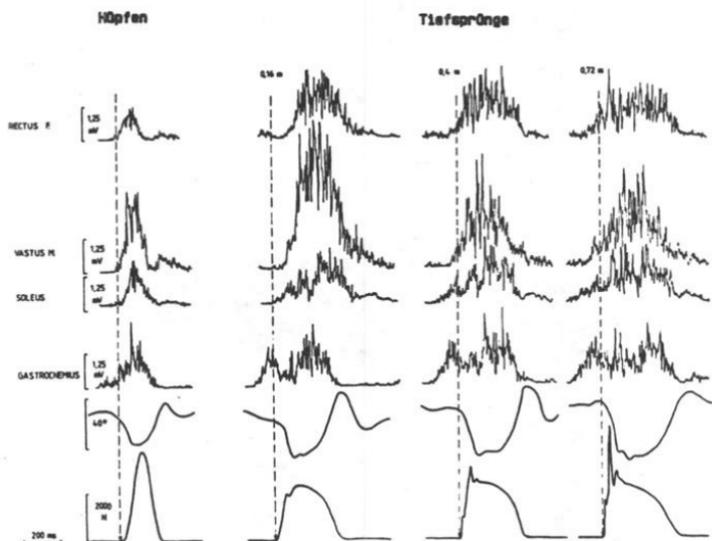


Abb. 7/11: Elektromyogramm des M. Rectus f., M. Vastus m., M. Soleus und M. Gastrocnemius sowie Veränderungen im Kniegelenkwinkel und Kraft-Zeit-Kurve der vertikalen Kraftkomponente einer Versuchsperson bei verschiedenen Dehnungsbelastungen. Die Landung erfolgte jeweils einbeinig.

Zusammenfassend kann folgender Schluß gezogen werden:

Ein steiler Anstieg im EMG, verbunden mit großen Aktivierungsamplituden, bedeutet, daß das tendomuskuläre System auf die jeweilige Belastungssituation vorbereitet ist, indem die Streckerkette auf einen möglichst hohen Stiffnessbetrag (siehe auch Abb. 2/6 zur Frequenzierung) eingestellt wird. Bei untrainierten Vpn bzw. bei individuell zu hohen Dehnungsbelastungen reagiert dieses System mit Aktivitätsreduktion und damit mit einer Zurücknahme von Spannungswerten im Muskel-Sehnen-Apparat, da eine nicht adäquate Spannungsbereitstellung im Dehnungsbereich während der exzentrischen Phase unphysiologische Belastungen an den Muskel- und Bandapparat stellen würde. Die Gefahr von Sehnen- bzw. Bandrupturen und Muskelläsionen wäre somit vergrößert (SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982).

Zusätzliche reflektorische Muskelaktivierung, durch Dehnung des voraktivierten Muskels verursacht, verlängert die Möglichkeiten hoher Spannungsantworten im SRES-Bereich. Durch die nahezu lineare Spannungscharakteristik bedingt, können somit günstigere Bedingungen zur reaktiven Bewältigung der Dehnungsbelastung geschaffen werden. Diese Beobachtung kann mit dem Begriff der elastischen Potenzierung in Verbindung gebracht werden, die sich dann einerseits bei submaximalen Bewegungsformen als metabolisch günstiger erweist und andererseits bei maximalen Formen zur tatsächliche Leistungssteigerung beiträgt.

Beim untrainierten Sportler kommt es, eingeleitet bereits durch die Reduktion in der Voraktivitätsphase, zu wesentlich geringeren reflexbedingten Zusatzaktivitäten im EMG.

Nach den Ergebnissen der Grundlagentheorie ist damit der Servomechanismus nur reduziert wirksam und die hohen Dehnungsbelastungen

bewirken ein Abreißen von assoziierten Querbrückenformationen. Damit ist ein Verlust von elastischem Speicherpotential verbunden. Als Konsequenz daraus muß ein großer Anteil der Muskelaktivierung während der konzentrischen Phase erfolgen. Insgesamt gesehen resultiert daraus ein Verlust an reaktiver Bewegungsleistung (siehe Abb. 7/10).

7.6 Konsequenzen für die Trainingspraxis

In der Trainingspraxis ist zur Ausbildung reaktiver Bewegungsleistungen bisher allzu oft von den persönlichen Erfahrungen der Trainer Gebrauch gemacht worden, ohne daß wissenschaftliche Erkenntnisse auf diesem Gebiet gebührend in Betracht gezogen worden wären.

Die Forderungen der Trainer nach Techniknähe einerseits und progressiven Belastungsnormen andererseits verhindern teilweise den gezielten Aufbau der reaktiven Bewegungsfähigkeit.

Aus der Dimensionsanalyse wurde ermittelt, daß sich die Schnellkraft nach drei Komponenten aufgliedern läßt. Dies bedeutet für die Trainingspraxis in den einzelnen Disziplinen, daß zunächst überprüft werden muß, welche der Schnellkraftkomponenten für die jeweiligen Anforderungen ausgebildet sein müssen.

Grundsätzlich jedoch kann für ein Schnellkrafttraining festgelegt werden, daß alle drei Komponenten voneinander unabhängig sind und deshalb jede der drei Komponenten mit spezifischen Methoden trainiert werden muß. Hieraus können drei wesentliche Schlußfolgerungen gezogen werden:

- 1.) Aufgrund des hohen Ladungswertes des Kraftfaktors muß auch für Schnellkraftleistungen im DVZ die Maximalkraft als Basisfähigkeit

angesehen werden. Demnach ist für eine effiziente Leistungssteigerung eine Steigerung des Maximalkraftniveaus unabdingbar notwendig. Eine Klassifizierung der dafür in Frage kommenden Trainingsmethoden wurde 1985 von SCHMIDTBLEICHER (SCHMIDTBLEICHER 1985) vorgestellt.

2.) Durch ein gezieltes Training einer dieser Komponenten ist eine Verbesserung auf dem Gebiet einer anderen Komponente nicht zu erwarten. Das bedeutet, daß ein Athlet, der besonders seine reaktiven Fähigkeiten bei niederen Dehnungsbelastungen, wie z.B. Rebound-Sprünge im Bereich des Volleyball- bzw. Basketballtrainings, verbessern will, durch ein Tiefsprungtraining aus hohen Absprunghöhen kaum eine reaktive Leistungsverbesserung erzielen wird. Andererseits wird ein Athlet, der aus hohen Vordehnungsbelastungen heraus seine reaktiven Fähigkeiten entwickeln will, auch mit Tiefsprüngen aus größeren Höhen trainieren müssen.

3.) Besteht die Forderung nach möglichst paralleler Entwicklung beider reaktiven Schnellkraftkomponenten, sollte das Training mit Sprungformen im mittleren Dehnungsbelastungsbereich durchgeführt werden. Bei dieser Aussage wird das aus der Dimensionsanalyse gewonnene Ergebnis herangezogen, daß besonders bei Sprüngen aus 48 und 56 cm die Faktorladungen auf beide Komponenten gleichmäßig verteilt sind, so daß ein Training in diesem Belastungsbereich auch auf beide Komponenten leistungssteigernd wirken sollte. Außerdem wäre ein in Blöcken angeordnetes Training möglich, wobei hohe und niedere Dehnungsbelastungen alternierend zur Anwendung kommen.

Bevor ein Athlet jedoch mit einer gezielten Verbesserung einer der Schnellkraftkomponenten beginnt, sollte sein individuelles momentanes Leistungsvermögen festgestellt werden. Eine Möglichkeit wäre, über die

Ermittlung seiner Faktorenkennwerte in den einzelnen Schnellkraftkomponenten sein allgemeines oder auch sein disziplinspezifisches Leistungsvermögen festzustellen. Dieses Verfahren hat den Vorteil, daß in sehr kurzer Zeit wichtige Anhaltspunkte für ein Training einer der Schnellkraftkomponenten vorliegen und die persönlichen Belastungsbereiche festgelegt werden können. Als Voraussetzung dazu müßte eine zentrale, repräsentative Datei als Bezugsgröße zur Verfügung stehen. Eine detailliertere Vorgehensweise zur individuellen Trainingsplanung gestattet die zusätzliche Ermittlung von Aktivitätsmustern bei verschiedenen Dehnungsbelastungen. Damit können dem Athleten spezifischere Hinweise zur Trainingsgestaltung gegeben werden, indem sowohl quantifizierende als auch qualifizierende Parameter aus den EMG-Mustern als Entscheidungsgrundlage herangezogen werden.

Oft wird ein Training der reaktiven Bewegungsfähigkeit aus großen Absprunghöhen empfohlen (WERCHOSHANSKIJ 1970, 1978; ZANON 1974), oder die einzelnen Sprungserien werden mit Zusatzlasten absolviert. Zum Teil ist auch eine Kombination beider Trainingsformen zu beobachten. Erst EMG-Untersuchungen können aufdecken, ob diese Formen zur Ausbildung der reaktiven Schnellkraftkomponenten herangezogen werden können, bzw. ob der Organismus auf diese Belastungsformen vorbereitet ist. Kommen solche Trainingsformen zu früh oder bei einem wenig trainierten Sportler zur Anwendung, ist eher wahrscheinlich, daß sie zur Ausbildung von Hemmprozessen in der Innervationsaktivität beitragen. Damit aber wäre der Körper hohen Belastungen ausgesetzt, die eine starke Beanspruchung des passiven Bewegungsapparates bedeuten. Es ist deshalb verständlich, wenn eine Reihe von Orthopäden und Sporttraumatologen Tiefsprünge im Training ablehnt (z.B. HOSTER 1982; GRAF/KRAHL 1984).

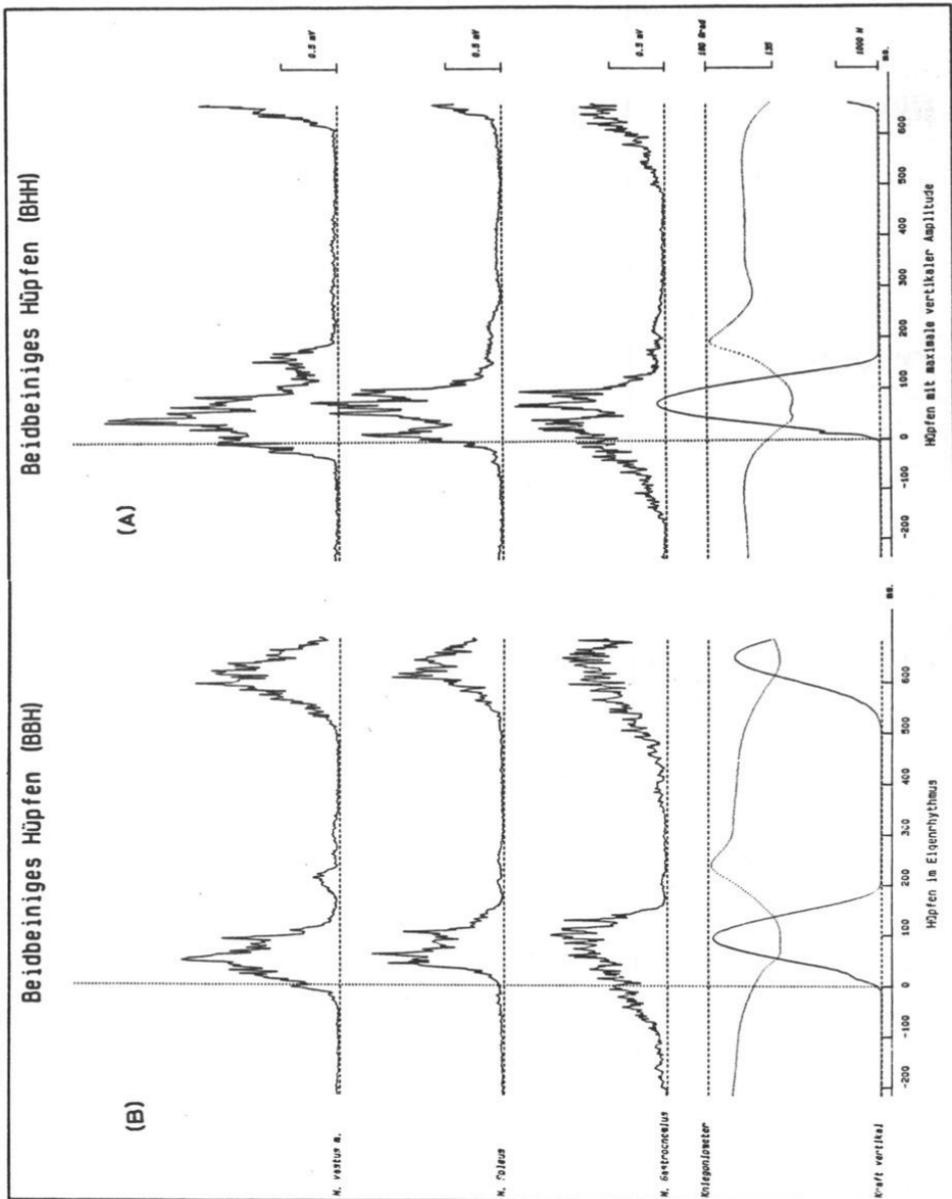


Abb. 7/12: Exemplarische Darstellung der gemittelten ($n = 18$) Aktivierungsmuster der Beinextensoren und Kraft-Zeit- bzw. Winkel-Zeit-Verläufe beim Hüpfen mit maximaler Vertikalamplitude (A) und beim Hüpfen im Eigenrhythmus (B) einer Versuchsperson. In beiden Fällen erfolgte die Landung mit beiden Beinen. (Siehe auch Abb. 7/13).

Aus diesem Grunde sollte ein Training mit individuell orientierten Sprungbelastungen durchgeführt werden, wie z.B. für die Komponente REAK.nieder ein- oder beidbeiniges Hüpfen auf der Stelle im Eigenrhythmus, um das Innervationsmuster zu stabilisieren; mit maximaler Bewegungsfrequenz, um eine möglichst frühe Aktivierung der Extensoren zu erzielen; mit maximaler vertikaler Amplitude, um einen möglichst hohen Beitrag reflektorischer Zusatzaktivierung zu erzielen.

Um die Wirkungsweise der vorgeschlagenen Trainingsformen näher zu beleuchten, wurden in Abb. 7/12 neben den Kraft-Zeit- und Winkel-Zeit-Verläufen einer Vp (Weitspringer Nationalkader) auch die Aktivierungsmuster von drei Beinextensoren (M. Gastrocnemius, M. Soleus, M. Vastus) beim beidbeinigen Hüpfen im Eigenrhythmus und beim beidbeinigen Hüpfen mit maximaler vertikaler Amplitude zusammengestellt. Zusätzlich wurde, analog zu Abb. 7/3, die Differenz (Abb. 7/13) zwischen zeitgleichen Punktepaaren aus den Bewegungsformen Hüpfen mit maximaler vertikaler Amplitude und Hüpfen im Eigenrhythmus dargestellt. Sehr deutlich ist bei beiden Sprungformen der steile Aktivierungsanstieg kurz vor und zu Beginn der Bodenkontaktphase zu erkennen. Neben der gesteigerten EMG-Amplitude, die sich besonders im Zeitbereich reflektorischer Aktivierung bemerkenswert abhebt, ist beim Hüpfen mit maximaler vertikaler Amplitude auch die Aktivierung im konzentrischen Bewegungsteil höher. Diese veränderte Aktivierungscharakteristik (Abb. 7/13) wirkt sich neben einem erhöhten Impuls während der Bodenkontaktphase auch auf die folgende Flugzeit und die damit verbundene erhöhte Sprungleistung aus.

Sehr häufig wird in der Trainingspraxis aber auch ein Training mit der Scheibenhantel dem Sprungkrafttraining vorgezogen, um die befürchteten Sprungbelastungen auf den Band- und Knochenapparat zu verhindern

(SOETER 1972; FROMMEYER 1983). Wenn in der Literatur Angaben über ein Training mit ruhig, langsam und kontrolliert ausgeführten Kniebeugen

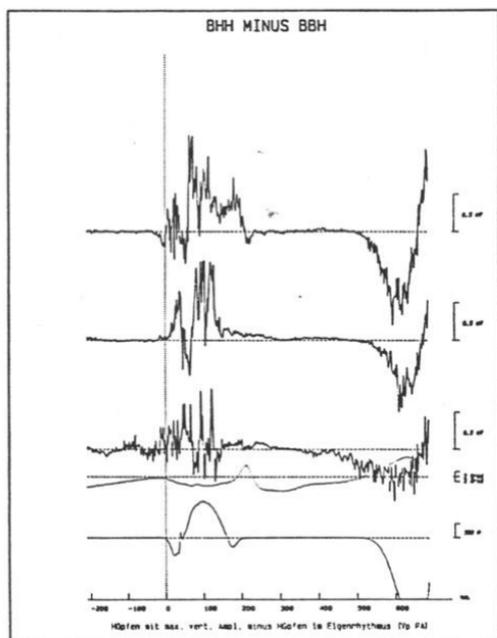


Abb. 7/13: (Entsprechendes Verfahren wie in Abb. 7/3C). Differenz zeitgleicher Messpunkte aus den gemittelten EMG- und Kraft-Zeit- bzw. Winkel-Zeit-Kurven beim Hüpfen mit maximaler Vertikalamplitude und beim Hüpfen in Eigenrhythmus. Als Triggerzeit für die Datensubtraktion diente der Zeitpunkt (T) (Erreichen des Körpergewichts beim Verlassen (negative Fläche) der Sprungunterlage). Die gesteigerte EMG-Aktivität der Beinextensoren beim Hüpfen mit maximaler Vertikalamplitude ist besonders im Zeitraum reflektorischer Aktivierung vergrößert.

gemacht werden, die als Grundlage für ein Krafttraining zur Leistungssteigerung im Bereich des Hochsprungs gewählt werden, dann wird hier die gesamte Unabgestimmtheit zwischen Theorie und Praxis deutlich.

Neben der eingeschränkten Möglichkeit, über explosive DVZ in der Kniebeuge die reaktiven Leistungskomponenten zu verbessern, haben isometrische oder lediglich dynamisch-überwindende Kontraktionsformen zwar einen gewissen Einfluß auf die Ausprägung des absoluten Leistungsvermögens, ein Training der reaktiven Schnellkraftkomponenten kann damit jedoch nicht betrieben werden.

Wie bereits angeführt, kann von isometrischen und dynamischen Kontraktionsformen kein Trainingseffekt auf eine der beiden reaktiven Kraftkomponenten erwartet werden. Bei der von TANCIC (1985) vorgeschlagenen T-Kniebeuge z.B., die im wesentlichen eine explosiv ausgeführte CMJ-Form mit Zusatzlast darstellt, kann ein gewisser Effekt auf die zweite reaktive Komponente (REAK.hoch) angenommen werden. Durch die in der Trainingspraxis häufig zu lange Kontraktionsdauer, ist eine negative koordinative Beeinflussung des tatsächlich benötigten kurzzeitig explosiven Schnellkraftverhaltens zu befürchten.

Zum Abschluß dieses Kapitels soll auf das Problem der Ermüdung im praktischen Training der reaktiven Schnellkraftkomponenten eingegangen werden.

Das Training der reaktiven Schnellkraftkomponenten stellt eine "hohe neuronale" Beanspruchung an das neuromuskuläre System dar. Die Notwendigkeit der phasischen Innervationsaktivität im DVZ erfordert neben dem quantitativen Aspekt auch ein qualitatives Aktivierungsvermögen; das bedeutet, daß der Athlet nicht nur in der Lage sein muß, im Training seine Arbeitsmuskulatur vollständig und mit hoher Frequenz zu aktivieren, sondern er sollte zudem sein vorhandenes Aktivierungspotential auch in kürzester Zeit, d.h. phasisch freisetzen können. Diese Voraussetzungen bedeuten aber nicht nur für den Arbeitsmuskel selbst, sondern für das gesamte Bindegewebe und besonders für den

Sehnen- und Bandapparat eine Verletzungsgefahr, die besonders häufig z.B. im Bereich des Sprinttrainings bei unvollständigem Aufwärmen zu beobachten ist. Aus diesen Gründen dürfen Trainingsformen zur Ausbildung reaktiver Leistungsfähigkeit - im niederen wie auch im hohen Dehnungsbelastungsbereich - nur im ausgeruhten, nicht ermüdeten Zustand absolviert werden.

Das hat nicht nur Konsequenzen für die Anordnung der reaktiven Trainingseinheiten in der zeitlichen Gestaltung des täglichen Trainings, sondern auch für die Dauer der Erholungsphasen. So sollten reaktive Trainingseinheiten stets vor einer Technik- oder Ausdauertrainingseinheit absolviert werden. Das gleiche gilt für ein muskelquerschnittsbildendes Krafttraining.

Aufgrund der phasischen Aktivierungsanforderung, sowohl im Maximalkraft- wie auch im reaktiven Schnellkrafttraining, ist eine Kombination solcher Trainingsformen nicht wünschenswert. Es empfiehlt sich in einem solchen Fall eine alternierende, in Trainingsblöcken (z.B. 2-wöchiger Wechsel), angeordnete Reihenfolge.

Eine häufig in der Trainingspraxis anzutreffende Unzulänglichkeit besteht in der kurzen Pausendauer bei reaktiven Trainingsformen, wodurch dann primär nicht die Qualität einzelner DVZ's trainiert wird, sondern die Fähigkeit, submaximale DVZ's möglichst häufig zu wiederholen. Als Richtwert für eine ausreichende Erholungszeit bei reaktiven Belastungsformen im niederen Dehnungsbelastungsbereich müssen 5 bis 10 Minuten und im hohen Dehnungsbelastungsbereich von 10 bis 15 Minuten zwischen den einzelnen Serien gefordert werden.

Generell gilt, wie für alle Trainingsformen in denen eine Anpassung des neuronalen Systems angestrebt wird, daß die Trainer dem Athleten

das Bewußtsein vermitteln sollten, jede einzelne Bewegungsform vollständig konzentriert und mit höchstem Einsatz zu realisieren.